

慢性期および急性期脳卒中患者の立ち上がり動作における  
力学的エネルギーと筋活動の特徴

埼玉県立大学大学院  
保健医療福祉学研究科  
博士論文

2020年3月

1991005

埴 大樹

## 目次

要旨 .....	1
<b>1章 序論</b> .....	<b>3</b>
1.1 本研究の背景 .....	3
1.2 目的 .....	7
1.3 脳卒中による運動症状の特異性 .....	7
1.4 正常な動作パターンとその起源 .....	9
1.5 力学的エネルギーの消費および伝達 .....	12
1.6 脳卒中の病期分類 .....	15
1.7 本論文の構成 .....	17
<b>2章 慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴</b> .....	<b>19</b>
2.1 概要 .....	19
2.2 方法 .....	20
2.2.1 対象 .....	20
2.2.2 実験手順 .....	21
2.2.3 使用機器 .....	22
2.2.4 解析 .....	23
2.3 結果 .....	29
2.3.1 全パラメータの群間比較 .....	29
2.3.2 関節モーメントピーク値と動作時間およびモーメントの時間積分値 .....	31
2.3.3 全身の力学的仕事量の和と各関節における力学的仕事量 .....	33

2.3.4	離殿までの力学的仕事量と胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量 .....	36
2.3.5	伸展相における力学的仕事量と筋活動割合 .....	39
2.4	考察 .....	42
2.4.1	慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作中の力学的エネルギー消費量増大 .....	42
2.4.2	慢性期脳卒中患者における離殿までの胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量の増大 .....	43
2.4.3	慢性期脳卒中患者における伸展相での余剰筋活動 .....	46
2.4.4	研究限界 .....	47
<b>3章</b>	<b>急性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴 .....</b>	<b>49</b>
3.1	概要 .....	49
3.2	慣性センサの計測妥当性検証 .....	50
3.2.1	概要 .....	50
3.2.2	方法 .....	50
3.2.3	結果 .....	55
3.2.4	考察 .....	58
3.3	急性期脳卒中患者における胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率および伝達量の喪失 .....	60
3.3.1	概要 .....	60
3.3.2	方法 .....	60
3.3.3	結果 .....	67
3.3.4	考察 .....	71
3.4	急性期脳卒中患者における動作間の筋シナジー変化 .....	75

3.4.1 概要 .....	75
3.4.2 方法 .....	76
3.4.3 結果 .....	80
3.4.4 考察 .....	83
4 章 総合的考察 .....	86
5 章 結論 .....	90
参考文献 .....	91
補足資料 .....	106
補足資料 A. Brunnstrom recovery stage と Fugl-Meyer assessment .....	106
補足資料 B. 高齢者と急性期脳卒中患者の力学的特徴の比較 .....	107
補足資料 C. エネルギー保存係数について .....	110
謝辞 .....	112
発表論文 .....	113
補助論文 .....	113
発表論文 (1) .....	147
発表論文 (2) .....	155

## 要旨

脳卒中は要介護の原因となる疾患であり、動作自立を促す運動療法や介助機器の発展が重要である。この効果検証の基準となるような、脳卒中患者における動作の力学的特徴を明らかにする必要がある。動作には全身の運動が関与するため、この特徴の中でも、運動障害を抱えた部位からの影響と、運動障害への補償関係とを分けて捉えることが重要と考えられる。しかし、脳卒中患者における動作の障害特徴を詳細に検証した研究は少ない。また、運動障害の影響と運動障害への補償関係が混在している慢性期脳卒中患者を対象とした研究がほとんどである。特に、発症後早期から重要な立ち上がり動作について、急性期脳卒中患者を含めて検証した研究は存在しない。

本論文ではまず、慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴を明らかにした。特に離殿までの力学的特徴として、胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率の維持と、力学的エネルギー伝達量増大を挙げた。この基礎メカニズムとして、慢性期脳卒中患者でより大きな胸郭前傾に骨盤を追従させる、より大きな腰背筋活動の存在が示唆され、より運動障害が軽微な体幹による補償機構と考察した。

次に、急性期脳卒中患者について検証した。急性期脳卒中患者の特徴として、胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量の減少と、骨盤における運動エネルギーの減少が明らかになった。慢性期・急性期脳卒中患者共に胸郭の前傾は大きくとも、急性期脳卒中患者では腰背筋活動の異常により骨盤が胸郭に同期して追従できず、十分に運動エネルギーを得られなかったと考えられる。急性期脳卒中患者では、慢性期脳卒中患者で観察されたような体幹による下肢運動障害への補償関係が成立してい

ないことが明らかになった。

ただし、急性期脳卒中患者は体幹から下肢への補償関係が崩壊しても、下肢内共同筋間の活動比を編成することで動作を達成出来る可能性がある。そこで、筋シナジーと言う指標を用いて下肢共同筋間の活動比を定量化し、これが健常成人と急性期脳卒中患者間、また、動作課題間で如何に異なるか検証した。結果、脳卒中患者では課題間で筋シナジーの編成が一部行われていることが明らかになった。中等度運動障害患者では股関節伸筋間で活動比が逆転し、動作達成のため下肢共同筋が補償するよう筋シナジーを編成した可能性が示された。

本論文は脳卒中患者の立ち上がり動作における特徴を明らかにし、その一部は運動障害に対する補償関係を反映していることも明らかにした。これら運動障害の影響と補償関係を具体化したことで、急性期・回復期脳卒中患者の運動障害を徒手や装具で補償し回復を促す運動療法の効果検証や、慢性期脳卒中患者の運動障害を徒手や装具で補償し日常生活においてよりエネルギー消費量を抑える介助方法の効果検証にとって有用な知見になり得る。

## 1章 序論

### 1.1 本研究の背景

脳卒中は本邦における要介護原因疾患の第 2 位であり(厚生労働省, 2016)、動作自立を促す運動療法や介助機器の発展が重要である。運動療法や介助機器における効果検証の基準となるような、脳卒中患者における動作の力学的特徴を明らかにする必要がある。動作には全身の運動が関与するため、この特徴の中でも、運動障害を抱えた部位からの影響と、運動障害への補償関係とを分けて捉えることが重要と考えられる。しかし、脳卒中患者における動作の障害特徴を詳細に検証した研究は少ない。また、運動障害の影響と運動障害への補償関係が混在している慢性期脳卒中患者を対象とした研究がほとんどであり、急性期患者を対象を含めた動作研究はほとんどない。特に、発症後早期から重要な立ち上がり動作についての研究は存在しない。本論文は、慢性期および急性期脳卒中患者の立ち上がり動作における力学的特徴を明らかにし、運動障害による立ち上がり動作の障害特徴と補償関係に迫る。

脳卒中による運動障害の特異性に言及している文献は多い(1.3 項「脳卒中による運動症状の特異性」)。脳卒中では、大脳の大脳皮質から内包を通過して伸展する中枢神経線維が損傷することで複数の  $\alpha$  運動神経に活動変調を来し、筋の活動欠損あるいは異常同期活動が起こる(Nielsen et al., 2008)。これにより個々の関節を単独で運動できなくなる特徴的な症状を共同運動障害と呼び、その運動学的特徴が整理されている(Brunnstrom, 1966; Fugl-Meyer, Jääskö, Leyman, Olsson, & Steglind, 1975)。一方、運動障害を抱えた脳卒中患者における動作の障害特徴を詳細に検証した研究は少ない。単にその運動を記述しただけでは、全身の多数関節が重力環境に応じて複雑に運動する動作の障害を捉

えることは困難である。動作障害を運動学だけではなくどの力学パラメータから検出するか、その視座を定めなくてはならない。この動作障害の検出には、健常成人における運動学的特徴とその起源となる力学パラメータを参照することが有用と考えられる。健常成人が行う動作は、最低限必要な数よりも多数の関節が関わっているながら、特徴的な動作パターンに収束する。これは、特定の力学的指標を最適にするために起こると考えられている(1.4項「正常な動作パターンとその起源」)。例えば立ち上がり動作パターンは、運動時間にわたる全身関節モーメントの変化率の二乗和を最小化することで再現できる(Yamasaki, Kambara, & Koike, 2011)。関節モーメントの力源として筋張力が大きく貢献するため(Schipplein & Andriacchi, 1991)、歩行においては筋活動量や、筋活動に関連した力学的エネルギー消費量(1.5項「力学的エネルギーの消費および伝達」)の最小化によってもその運動学が再現される(Crowninshield & Brand, 1981; Yamazaki & Hase, 1992)。つまり、健常成人は筋活動量や力学的エネルギー消費量を最小化して動作を行うため、特徴的な動作パターンに収束する。一方、運動障害を抱えた脳卒中患者では、筋活動量や力学的エネルギー消費量が過大な動作パターンにならざるを得ない可能性がある。例えば、脳卒中の共同運動障害によって余剰な筋活動が発生し力学的エネルギー消費量が大きな動作パターンにならざるを得ない可能性がある。あるいは、運動障害によって弱化した筋力を、より運動障害が軽微な共同筋が活動し補償することで力学的エネルギー消費量が大きな動作パターンにならざるを得ない可能性がある。このような知見は脳卒中患者に対する運動療法や介助機器の効果検証にとって重要でありながら、これまで詳細に検証されてこなかった。慢性期脳卒中患者の立ち上がり動作における関節モーメントについては、運動障

害側（麻痺側）よりも非運動障害側（非麻痺側）の方が大きくなることまで報告されている(Galli, Cimolin, Crivellini, & Campanini, 2008; Roy et al., 2007)。しかし、筋活動量については、対象者ごとのばらつきが大きく定量解析はされていない(Goulart & Valls-Solé, 1999)。更に、力学的エネルギーについては先行研究が存在しない。関節モーメントを参照しただけでは、体節間での力学的エネルギー伝達量や、立ち上がり動作の特定の運動学的相における筋活動の増大と言った、各関節や各運動学的相での詳細な特徴は不明である。特に力学的エネルギーは、障害された大脳一次運動野に連なった $\alpha$ 運動神経が直接支配する筋活動と親和性の高いパラメータである上、単に全身の消費量だけでなくある体節から別の体節へエネルギーが伝達する過程も明らかにできるため、体節ごとに運動障害の影響を検証可能である。また、筋活動の解析手法についても、近年共同収縮の筋間活動比を定量化する手法が発展し（筋シナジー；用語については「1.4 正常な動作パターンとその起源」も参照）、個別筋活動量ではなく脳卒中の共同運動障害の特徴を記述可能になった(Bowden, Clark, & Kautz, 2010; Clark, Ting, Zajac, Neptune, & Kautz, 2010)。この筋シナジーは共同収縮の観点から、力学的エネルギー消費量や運動障害への補償関係に関わることが予想される。そのため、関節モーメントに加え、筋活動や力学的エネルギーも含めた詳細な検証が必要である。

加えて、慢性期脳卒中患者を対象に検証しただけでは、検出された力学的特徴が運動障害の影響を反映しているのか、あるいは運動障害に対する補償関係を反映しているのかは結論できない。慢性期とは発症後 3 か月以降運動障害の回復が鈍化した段階であり（1.6 項「脳卒中の病期分類」）、運動障害の影響と運動障害への補償関係が混在しているため

ある。換言すれば、発症後 3 か月以前の急性期あるいは回復期脳卒中患者は運動麻痺が回復している最中であり、運動障害への補償関係が確立していない段階と捉えられる。そのため、慢性期と急性期脳卒中患者を比較することで、動作の力学的特徴が運動障害の特徴を反映しているのか、あるいは運動障害に対する補償関係を反映しているのか判別することが可能と考えられる。ただし、発症後間もない患者に行える動作は限られている。例えば歩行動作はヒトに特異的かつ常習的であり先行研究が多いが(Hall, Peterson, Kautz, & Neptune, 2011; Mahon, Farris, Sawicki, & Lewek, 2015; Olney & Richardsb, 1996; Peterson, Hall, Kautz, & Neptune, 2010)、片脚立ちを繰り返す動作であり、片肢に渡る運動障害が重篤な急性期脳卒中患者では難易度が高い。一方、立ち上がり動作はベッドから離れるため早急に必要な常習動作であり、両脚で行う基本的な抗重力動作である。このような動作の難易度は、脳卒中患者において歩行動作よりも立ち上がり動作で自立度が高いとする調査からも明らかである(Mikumoto & Tetsuo, 2002)。そのため、立ち上がり動作であれば、慢性期脳卒中患者と急性期脳卒中患者について同様の力学パラメータについて相違点を検証し、動作への運動障害の影響と補償関係を明らかにすることが可能と考えられる。

本論文では、慢性期脳卒中患者では健常成人よりも立ち上がり動作時の全身における力学的エネルギー消費量が増大するが、運動障害の軽微な体幹から重度な下肢への力学的エネルギー伝達量を増大させることで運動障害を一部補償でき、一方急性期脳卒中患者ではこの補償関係が成立していないと仮説を立てた。また、急性期脳卒中患者は体幹から下肢への補償関係が崩壊しても、下肢内共同筋間の活動比を編成することで動作を達成出来ると仮説を立てた。これら運動障害の影響と補償関係を

具体化することは、急性期・回復期脳卒中患者の運動障害を徒手や装具で補償し回復を促す運動療法の効果検証や、慢性期脳卒中患者の運動障害を徒手や装具で補償し日常生活においてよりエネルギー消費量を抑える介助方法の効果検証にとって有用な知見となる。

## 1.2 目的

本研究の目的は、健常成人との比較から脳卒中患者の立ち上がり動作における力学的特徴、特に体幹から下肢への力学的エネルギー伝達量や下肢共同筋活動の多寡を明らかにし、更に病期間で特徴の相違を検出することで、動作に対する運動障害の影響と、運動障害への補償関係を明らかにすることである。

## 1.3 脳卒中による運動症状の特異性

脳卒中患者は個々の関節を単独で運動できなくなる症状が特徴的である。現在では *dyssynergia*（共同運動障害）として定着しているこの現象は (Brunnstrom, 1966; Fugl-Meyer et al., 1975)、初出では *synkinesis*（共同運動、連合反応）の一部として紹介された (Marrie & Foix, 1916)。具体的には、「背臥位の片麻痺患者に足関節背屈を命じた時、それが不能でも、股関節の随意的な屈曲には足関節の自動背屈が伴う。患者に膝伸展を命ずると、不随意的な足関節底屈があらわれる。これらの運動はお互いに連結しており、いかに分離しようと努めてもだめである」と記載されている。後年になり、この共同運動障害がある程度共通した治癒過程を経て、最終的に個々の関節運動が可変的になることが指摘された (Brunnstrom, 1966)。初出時には特定の呼称は無かったが、関節運動の観察のみで評価できる簡便なこの指標は広く知られ、後に考

案者の名前を取って Brunnstrom recovery stage と呼ばれるようになった(作田学, 2014)。この指標から派生して段階付を詳細にしたものは世界的に見られ、現在欧米で最も利用されているのは Fugl-Meyer assessment である(Fugl-Meyer et al., 1975; Sullivan et al., 2011)。本論文では、Brunnstrom recovery stage と Fugl-Meyer assessment (副次項目である Fugl-Meyer assessment lower extremity)を扱った。Fugl-Meyer assessment は Brunnstrom recovery stage を参考に作成したもので (Fugl-Meyer et al., 1975)、共同運動に深部腱反射と協調性の項目を含めたより包括的な評価となっている。それぞれの具体的評価項目は補足資料 A 「Brunnstrom recovery stage と Fugl-Meyer assessment」に示す。

共同運動障害は一次運動野の機能の喪失と捉えられる。古くから一次運動野には対部位局在が示唆され、大脳皮質と個々の筋との対応関係が想定されていた(Penfield & Rasmussen, 1952)。しかし、個々の筋活動ではなく運動方向に依存して発火する神経細胞群が一次運動野に同定されたため、一次運動野が運動方向を制御しているのではないかという議論が起こった(Georgopoulos, Schwartz, & Kettner, 1986)。現在は、個々の筋活動と運動方向の両者に反応する神経群が共存していることが判明し、いずれの制御にも関わっているとされている(Kakei, Hoffman, & Strick, 1999)。また、次項で述べる健常成人の運動制御仮説の 1 つである筋シナジー仮説は(Hanawa et al., 2017)、複数筋の活動を集約した機能単位であり運動野との関連性も示唆されている(Nielsen et al., 2008)。そのため、一次運動野の障害が複数筋に及ぶ共同運動障害に関わっていることは基礎科学の立場からも自然である。いずれにせよ、このような運動関連ネットワークの変性が、筋に接続している  $\alpha$  運動神経の活動変

調として表現され(Nielsen et al., 2008)、Marrie と Foix が記述したような複数の筋の異常同期活動や活動欠損が起こる(Marrie & Foix, 1916)。

#### 1.4 正常な動作パターンとその起源

健常成人が行う動作には運動学的特徴がある(Schenkman, Berger, Riley, Mann, & Hodge, 1990)。しかし、動作には最低限必要な数よりも多数の関節が関わっている。この身体自由度の冗長性問題を解決するために(Bernstein, 1996)、正常な動作パターンの成り立ちについて数多く研究されてきた。工学的な観点からは、運動軌道決定の問題は何らかの評価関数（あるいは目的関数）を設定した上で、その評価関数を極値にする軌道を最適解として目標軌道にすることに対応する(Uno, 2014)。多くの研究では、この最適な目標軌道と、実際のヒトの計測軌道とを比較することにより、評価関数モデルの妥当性を論じてきた。歴史的には上肢の到達運動の特徴を再現するための評価関数から提案されており、ジャーク最小(Flash & Hogan, 1985)、トルク変化最小(Uno, Kawato, & Suzuki, 1989)、筋張力変化最小(Dornay, Uno, Kawato, & Suzuki, 1996)、終端分散最小(Kawato, 1996)、運動指令変化最小(Harris & Wolpert, 1998)、と言った評価関数が挙げられる。それぞれについて、具体的に述べる。ジャークとは加速度の時間変化率を指しており、軌道の滑らかさを意味する。トルクは各関節の発揮する回転力（本論文で扱うモーメントと同義）であり、これが最小になるため、主な力源である筋活動が最小化することに近似する。これを直接的に検証したのが筋張力変化最小の評価関数である。いずれも筋活動に関連する力学的エネルギー消費量を最小化するという利点を有し、結果的に波形も滑らかになる(Dornay et al., 1996; Uno et al., 1989)。ただし、それぞれの関節トルクあるいは

筋活動について最小化するために計算する必要があり、大脳が負担する計算コストが過大となる(Kawato, 1996)。上肢の到達運動であれば関与する関節や筋の数はまだ少ないが、歩行などの全身運動では、これを大脳が計算することは非現実的であると指摘されている(Crowninshield & Brand, 1981)。この計算コストを少なくするために提案されたのが終端分散最小仮説であり、運動の到達点におけるばらつきの期待値を最小とする軌道を採用する(Kawato, 1996)。この仮説では、運動指令の大きさに依存した分散を持つ(運動指令依存ノイズ)という仮定があり、これを最小化することで軌道生成が真値に近づいたとする研究も存在する(Harris & Wolpert, 1998)。ただし、これも上肢の到達運動に関して最適化された評価関数であり、軌道生成を主な目的としない全身運動には疑義がある。歩行においてはトルク変化最小、筋張力変化最小に加え、力学的エネルギー変化最小がその運動学的定型性をよく再現する(Crowninshield & Brand, 1981; Yamazaki & Hase, 1992)。これらの評価関数は、関節トルクと、それを発揮するための筋活動と、筋活動に関連する力学的エネルギー消費量を最小化しているという観点からは類似した意義がある。本研究で対象とした立ち上がり動作についても、軌道の滑らかさを意味するジャーク最小よりも、トルク最小の方がその運動学的定型性をよく再現できたという先行研究が存在する(Yamasaki et al., 2011)。

加えて、全身動作である歩行においても大脳が負担する計算コストを削減する手段として、筋シナジー仮説が存在する(Bizzi & Cheung, 2013)。これは、あらかじめ筋シナジーと呼ばれる複数筋の機能単位を中枢神経系が保持し、課題に応じてこの筋シナジーを編成するという仮説である(図 1)。筋シナジーの存在を仮定することで、個別の筋活動へ運

動指令を送るよりも大脳の計算コストは大きく軽減する(Hirashima & Oya, 2016)。筆者は、立ち上がり動作における筋シナジーが健常若齢者と高齢者で変化しないことをすでに明らかにした(Hanawa et al., 2017)。当該論文は、補助論文として本論文末尾に付した。筋シナジーが複数筋の活動を組み合わせたものであることから、上記した共同運動障害はこの筋シナジーの崩壊であると捉える研究が多い(Bowden et al., 2010; Clark et al., 2010)。しかし、検証した動作課題は歩行がほとんどであり、立ち上がり動作については検証されていない。本論文の研究 3.4「急性期脳卒中患者における動作間の筋シナジー変化」でも筋シナジーについて扱う。個別筋活動量ではなく脳卒中の共同運動障害の特徴を記述することは、共同収縮の観点から力学的エネルギー消費量や運動障害への代償関係を明らかにし得る。

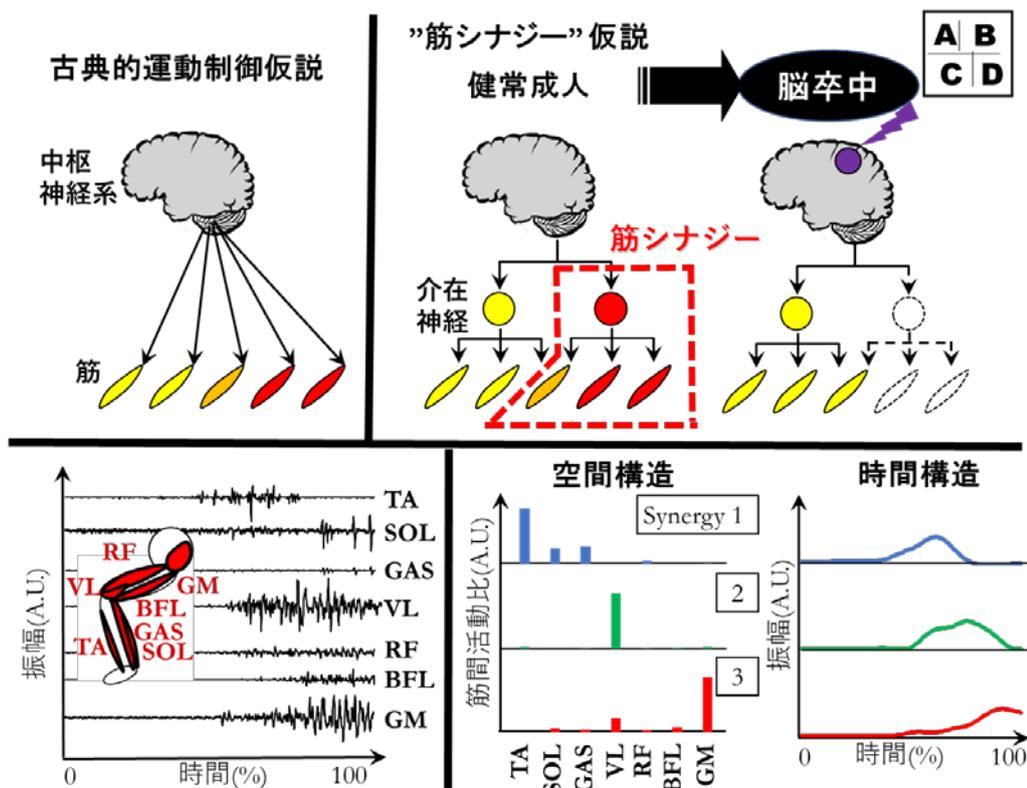


図 1. 筋シナジー仮説の概要、A-B：古典的運動制御仮説との対比、C-D：立ち上がり動作における表面筋電図活動と筋シナジー、TA：前脛骨筋、SOL：ヒラメ筋、GAS：腓腹筋内側頭、VL：外側広筋、RF：大腿直筋、BFL：大腿二頭筋長頭、GM：大殿筋

### 1.5 力学的エネルギーの消費および伝達

本研究では、エネルギーと言う物理量を扱う。エネルギーは様々な形態をとり、その種類として核エネルギー、電気エネルギー、熱エネルギー、太陽エネルギー、光エネルギー、化学エネルギー、力学的エネルギーなどが挙げられる (Robertson, Caldwell, & Hamill, 2013)。動作解析研究においてよく焦点となり、本研究でも扱うのは、力学的エネルギーである。

エネルギーの重要な前提について述べる。エネルギーはどの形態であれ、仕事をする能力と定義される (Robertson et al., 2013; 朝永 & 宮島, 1969)。換言すれば、物体の状態を変える能力である。また、エネルギーの重要な特徴としてエネルギー保存の法則があり、閉ざされた系内におけるエネルギーはある一定の量を有する (Robertson et al., 2013; 朝永 & 宮島, 1969)。ここで、閉ざされた系とは、エネルギーの流出入が生じない容積である。系内のエネルギーはその形態を変えることができるが、エネルギーがその系へ入ったり出たりすることが無い限り、系内部の総エネルギー量は一定量に保たれている。この前提を以って、あるエネルギーが測定でき、その他のエネルギー源が変化しない状況下であれば、系内外での該当のエネルギー変化を評価することが可能になる。すなわち、系内部における力源のなす仕事と、その力学的効率の測定に利用が可能である。

力学的エネルギーの立場から、系内外のエネルギー変化に言及する。力学的エネルギーは、力の関わるエネルギー（運動エネルギーと位置エネルギー）である。ここでの系は身体であり、身体内を系内、身体外の環境を系外とする。身体は力源（筋）を有する多体節の系である。身体の力学的エネルギーが変化するときになされた仕事を、力学的仕事と言う (Robertson et al., 2013; Winter, 2009a)。筋が力学的仕事をするとき、生み出されたエネルギーの一部は環境に対して力学的仕事をなすために使用され、他の多くは身体部分を動かすために使用される。ある時点から次の時点までに全身の総力学的エネルギー（身体部分における力学的エネルギーの全身の和）が変化した場合、この変化量が全身の力学的仕事量の和であり、身体が環境に対してなした力学的仕事量である。これは、全身の力学的エネルギー消費量と呼称される (Robertson et al.,

2013; Zatsiorsky, 2002)。一方、身体と環境（系内と系外）におけるエネルギーの流入出とは別に、身体内（系内）が多体節であるため、体節間にエネルギーの流入出が存在する。ヒトの体節は関節を構成するため、ある体節端がもう一方の体節端に接している。そのため、ある体節端に発生した力は、もう一方の体節端に等大逆向きの反力を生じさせる。これらの力は、ある体節に符号がプラスの力学的仕事をなし、もう一方の体節に符号がマイナスの力学的仕事をなす。前者はエネルギーの増大を、後者はエネルギーの減少をもたらす、ある体節（エネルギーが減少した側）からもう一方の体節（エネルギーが増大した側）へエネルギーが伝達したことを意味する（Robertson et al., 2013; Winter, 2009a; Zatsiorsky, 2002)。本論文で表現を一貫させるために、該当関節の構成体節における符号がプラスの力学的仕事量を力学的エネルギー伝達量として表現を統一する。

より詳細に体節間での力学的エネルギー伝達について記載する。ある時点の瞬間的な力学的仕事量、すなわち力学的仕事量の時間微分値はパワーと呼称される（Robertson et al., 2013; Winter, 2009a; Zatsiorsky, 2002)。上記より、該当関節における構成体節間のパワーが等大逆向きになった際に、力学的エネルギーの伝達量が最大化することが読み取れる。相関関係で表現すれば、相関係数が-1に近づくほど力学的エネルギーの伝達割合が増大するため、この相関係数の符号を逆転したものを力学的エネルギー伝達効率として指標化できる。一般的に構成体節間に並進運動は生じないものとして関節をモデル化するため、構成体節間の力学的エネルギー伝達にとって重要なのは関節の力学的仕事量を左右する回転力（関節モーメント）と構成体節の角変位になる（具体的な計算方法については、2.2.4.4 項「力学的仕事量とパワー」も参照のこと）。関節モ

ーメントは構成体節で共有する値のため、構成体節の角変位によって力学的エネルギー伝達量が左右される。つまり、構成体節間の速度時間曲線の相関係数が1に近づくほど力学的エネルギーの伝達割合が増大するため、この相関係数の多寡も上記した力学的エネルギー伝達効率として指標化できる。

上記した、力学的エネルギー消費量、力学的エネルギー伝達量、力学的エネルギー伝達効率を本論文では具体的に指標として扱う。

なお、力学的エネルギーは運動エネルギーと位置エネルギーの和によって計算でき (Robertson et al., 2013; Winter, 2009a; Zatsiorsky, 2002)、具体的な計算方法を 3.3.2.4 項「力学的エネルギー」に記載する。力学的仕事量は物体にかかった力と変位の内積として定義することも可能であり、具体的な計算方法を 2.2.4.4 項「力学的仕事量とパワー」に記載する。両者は単位が同一のジュール (J) であり、物理学的に等価である。古典的には前者の計算結果が後者の計算結果をわずかに上回ることが多く、そのエネルギー源について多くの議論が為されてきた。しかし近年、両者の乖離がモデル化誤差、つまり構成体節間に並進運動は生じないものとして関節をモデル化したことによる誤差であることが、並進運動を許容したモデルとの検証から示された (Ebrahimi et al., 2017)。これは、体節間では力学的エネルギー伝達がほとんどであり、他の形態のエネルギー (弾性エネルギーや熱エネルギー) に変化する量のごくわずかであることを証明している。

## 1.6 脳卒中の病期分類

脳卒中の病期分類においては、回復期と言う呼称が中核にある。すなわち、脳卒中による障害が回復する時期は限定している。この障害は様々

だが、外部観察から捉えやすく日常生活動作自立度に直結し生活の質に大きく関わる運動障害を中心に先行研究では議論している(Dobkin & Carmichael, 2016; Zeiler & Krakauer, 2013)。脳卒中患者あるいは脳卒中モデル動物において、運動障害が回復するのは発症後 3 か月程度と示されている。この時期は、薬学(Nygren & Wieloch, 2005)、分子生物学(Dayan, Inzelberg, & Flash, 2012)、解剖学(Ward, 2004)、様々な領域におけるエビデンスで共通している。これを基に、先行研究では回復期を発症後 3 か月までと定義している(Dobkin & Carmichael, 2016)。なお、日本では現行の医療保険において回復期リハビリテーション病棟への入院期間が発症後 6 か月までと定められており、発症後 6 か月以内を回復期と呼んでいる(篠原, 2009)。本論文では、国際的な見地から発症後 3 か月以内を回復期と定義する。

急性期は回復期よりも前の時期を指すが、国内外で明確な定義がない。国外論文では回復期を *subacute phase* すなわち亜急性期とし、急性期との明確な境を設けないものもある(Dobkin & Carmichael, 2016)。あるいは、発症後 6 時間以内の脳梗塞は脳血流の再開通により細胞死を防げることから、超急性期 (*hyperacute phase*) として細分化することもある(Bader & Palmer, 2006)。国外の臨床的ガイドラインを参照すると、集中治療室への入院期間として一般的な 1 か月以内を急性期としている(Duncan et al., 2005; Stroke Unit Trialists' Collaboration, 2013)。また、回復期と比しても発症後 1 か月以内の組織回復は急速とする基礎科学のエビデンスも存在する(Biernaskie, Chernenko, & Corbett, 2004)。そのため、本論文でも発症後 1 か月以内を急性期と定義する。

慢性期は、国外としては回復期が終了した 3 か月以降を指すことが多い(Dobkin & Carmichael, 2016)。しかし、先述の通り日本では回復期を

発症後 6 か月以内としており、慢性期は発症後 6 か月以降となる。本論文では、国際的な見地から 3 か月以降を回復期と定義する。

## 1.7 本論文の構成

以上の背景を踏まえ、本論文では慢性期および急性期脳卒中患者の立ち上がり動作における力学的特徴について述べる。

本論文は全 5 章で構成されている。

第 1 章は序論であり、本論文の目的とその意義について述べた。また、脳卒中の運動障害の特徴や、健常成人における動作の運動学的定型性の起源、力学的エネルギーの定義、脳卒中における病期分類について述べ、一連の研究の位置づけを明確にした。

第 2 章では、慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴について述べる。慢性期脳卒中患者では健常成人よりも立ち上がり動作時の全身における力学的エネルギー消費量が増大するが、運動障害の軽微な体幹から重度な下肢への力学的エネルギー伝達量を増大させることで運動障害を一部補償できると仮説を立て、検証した。

第 3 章では、急性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴について述べる。急性期脳卒中患者では体幹による下肢運動障害への補償関係が成立していないと仮説を立て、検証した。また、急性期脳卒中患者は体幹から下肢運動障害への補償関係が崩壊しても、下肢内共同筋間の活動比を編成することで動作を達成出来ると仮説を立て、検証した。

第 4 章は総合的考察である。慢性期と急性期脳卒中患者との比較から、運動障害による立ち上がり動作の障害特徴と補償関係について考察する。

また、本研究で得られた知見について整理し、その意義と限界を述べる。

第 5 章は結論である。

## 2章 慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴

### 2.1 概要

本章では、慢性期脳卒中患者の立ち上がり動作の力学的特徴について詳細に論じる。本章で検証する力学パラメータは、関節モーメントと、関節モーメントに大きく貢献する筋活動、また筋活動に関連する力学的エネルギーの消費量である。この力学的エネルギー消費量の指標として、パワーと力学的仕事量と言う物理量を用いる。これらの指標により、全身の力学的エネルギー消費量や、関節を構成する2体節間の力学的エネルギー伝達効率および伝達量を明らかに出来る。まず、慢性期脳卒中患者の立ち上がり動作全体における全身の力学的エネルギー消費量が健常成人と如何に異なるかについて検証する。次に、各運動学的相・各関節における詳細な力学的エネルギー伝達効率や伝達量の特徴を明らかにし、実際の表面筋電図活動と照合する。更に、運動障害の重症度によってこれらの特徴が如何に異なるか、サブグループを設けて検証する。これにより、体節間での力学的エネルギー伝達量や、立ち上がり動作の特定の運動学的相における筋活動の増大が明らかに出来る。慢性期脳卒中患者では健常成人よりも立ち上がり動作時の全身における力学的エネルギー消費量が増大するが、運動障害の軽微な体幹から重度な下肢への力学的エネルギー伝達量を増大させることで運動障害を一部補償できると仮説立て、検証した。

## 2.2 方法

### 2.2.1 対象

9名の慢性期脳卒中患者と9名の健常高齢者が本研究に参加した。被験者の詳細な特徴を表1に示す。慢性期脳卒中患者の平均（標準偏差）発症後期間は、5.44（6.95）年であった。運動障害の一般的指標であるFugl-Meyer assessment（下肢）スコアの平均（標準偏差）は、23（3.80）点であった（Fugl-Meyer et al., 1975）。詳細を表2に示す。

慢性期脳卒中患者は、介護施設で習慣的にリハビリテーションを行っている者から募集した。健常高齢者は、所属機関周辺地域在住者より募集した。

慢性期脳卒中患者の取り込み基準は、初回脳梗塞あるいは脳出血例、発症後4か月以上経過した症例、半身の運動障害を有する症例、補助具を用いず立ち上がり動作が可能な症例とした。慢性期脳卒中患者の除外基準は、脳卒中以外に動作へ影響する神経学的・整形外科的・内科的疾患を有する症例、実験手順を理解困難な認知機能低下を有する症例とした。健常高齢者の除外基準は、65歳未満の者、動作へ影響する神経学的・整形外科的・内科的疾患を有する者、実験手順を理解困難な認知機能低下を有する者とした。

全ての被験者に対し、計測者が口頭と文書で十分な説明を行い、口頭での同意後に同意書への署名を得た。また、計測機関における研究倫理審査委員会の承認を得た後、実施した（承認番号：29502）。

表 1. 被験者の基本属性

	健常高齢者	慢性期脳卒中患者
年齢 (歳)	69.33 ( 2.59 )	70.44 ( 7.28 )
身長 (cm)	162.14 ( 8.08 )	161.94 ( 5.10 )
体重 (kg)	61.82 ( 10.36 )	61.67 ( 6.71 )

表 2. 慢性期脳卒中患者の内訳

被験者	発症後(月)	FMA-LE(点)	麻痺側	型	部位
A	8	22	右	脳梗塞	ラクナ
B	17	20	右	脳梗塞	視床
C	18	19	左	脳梗塞	内頸動脈閉塞
D	18	29	右	脳梗塞	橋
E	21	19	左	脳梗塞	ラクナ
F	47	28	左	脳梗塞	放線冠
G	65	21	右	脳梗塞	ラクナ
H	131	23	右	脳梗塞	放線冠
I	263	26	右	脳梗塞	放線冠

FMA-LE: Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity

### 2.2.2 実験手順

全ての被験者が台からの立ち上がり動作を行った。全ての被験者に「普段通り立ち上がってください」と口頭指示して3試行ずつ実施した。全ての被験者の開始姿勢を統一した。被験者の両上肢は体側に下げ、台に触れないようにした。被験者の両側大腿が床面から10°前傾、両側下腿が床面に対し下ろした垂線から15°前傾するよう台の高さを調節した(図2)。台の高さではなく開始姿勢を統一した理由は、本研究の目的が脳卒中患者の動作方略を明らかにすることであり、被験者の身体形状に

よる影響を排除するためである。



図 2. 被験者の開始姿勢（慢性期脳卒中患者における代表例）

### 2.2.3 使用機器

計測機器として、光学式三次元動作解析装置 Vicon Nexus ver2.5 (Vicon motion system、Oxford、UK) および 4 台の床反力計 (Kistler Instrumente AG、Winterthur、Switzerland)、表面筋電図計 Delsys Trigno (Delsys Trigno、Boston、MA、USA) を使用した。

光学式三次元動作解析装置について、計測者は被験者の身体 39 標点 (左右の前頭部、後頭部、肩峰、上腕外側、肘関節外側、前腕外側、尺骨茎状突起、橈骨茎状突起、第 2 中手骨頭、上前腸骨棘、後上腸骨棘、大腿外側、膝関節外側、下腿外側、外果、第 2 中足骨頭、踵骨と第 7 頸椎棘突起、胸骨柄、剣状突起、右肩甲骨、第 10 胸椎棘突起) に赤外線反射マーカを貼付し、これを周囲の赤外線カメラによりサンプリングレ

ト 100Hz で撮影した。得られた各マーカの変位情報はデジタル化しパソコンへ収録した。床反力計は座面となる台下に 2 台、左右各足下に 1 台ずつ敷設した。床反力情報はサンプリングレート 1000Hz で記録、デジタル化しパソコンへ収録した後、100Hz にリサンプリングした。

表面筋電図計の計測筋は両側多裂筋と麻痺側下肢 6 筋（大殿筋、大腿二頭筋長頭、大腿直筋、外側広筋、前脛骨筋、ヒラメ筋）とし、電極を貼付した。各筋の筋電位測定部位については、生物医学・研究に関するヨーロッパの共同活動（BIOMED II）により標準化された、表面筋電図による筋の非侵襲的評価（Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles: SENIAM）基準に従った（Hermens & Freriks, 1999）。筋電位情報はサンプリングレート 1000Hz で記録、デジタル化しパソコンへ収録した。

全ての機器からの計測データはデジタル変換時に時間同期した。

## 2.2.4 解析

### 2.2.4.1 解析項目

以下の解析項目を採用した。全身の関節モーメントピーク値の総和、下肢各関節における関節モーメントピーク値（股関節・膝関節・足関節）、立ち上がり動作時間、全身の関節モーメントの時間積分値の総和、全身の力学的仕事量の和、下肢各関節における力学的仕事量、下肢各関節の各運動学的相における力学的仕事量（離殿までの相・伸展相）、骨盤と胸郭における力学的エネルギー伝達効率、体幹・下肢各関節の各運動学的相における角変位量、伸展相における各筋の表面筋電図活動割合（大殿筋、大腿二頭筋長頭、大腿直筋、外側広筋、前脛骨筋、ヒラメ筋）。

#### 2.2.4.2 運動学データの処理と逆動力学計算

赤外線反射マーカの変位情報は、Vicon motion system 社が提供する全身剛体リンクモデルである Plug-In Gait full body model の構築に用いた (図 3)。このモデルは 15 体節 (頭・胸郭・骨盤と、左右の足・下腿・大腿・手・前腕・上腕) より構成される。そして、当該関節を構成する 2 体節について、固定した近位体節座標に対し運動する遠位体節座標を用いて関節角度を求めるオイラー法に則って 7 関節の角度 (腰関節と左右の股関節・膝関節・足関節) を算出した。なお、全ての関節について、該当関節をまたぐ遠位体節の近位端位置をリンク部とみなしてモデル化した。腰関節は胸郭と骨盤間の仮想関節であり (Hwang, Kim, & Kim, 2009; Kurita et al., 2008)、上記に則り骨盤近位端位置をリンク部とみなした。また、全ての関節は体節座標系上での 3 次元すなわち 3 自由度の運動を許容して計算したが、以降の解析には矢状面上の値のみ採用した。これは、立ち上がり動作の特性から、矢状面が 3 平面運動のほとんどを占めるためである (Bolink et al., 2016)。得られた各関節角度から、次式に示される中心差分法により各関節角速度を算出した (Robertson et al., 2013)。

$$\dot{\theta}_t = \frac{\theta_{t+1} - \theta_{t-1}}{2} \quad (1)$$

ここで、当該時間  $t$  における  $\dot{\theta}$  が関節角速度、 $\theta$  は関節角度である。

床反力情報は上記全身 15 体節リンクモデルに対する逆動力学計算に用い、各関節モーメントを算出した。Vicon motion system 社が逆動力学計算に使用する体節の質量中心位置や慣性モーメントは先行研究に則っている (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999; Winter, 2009b)。

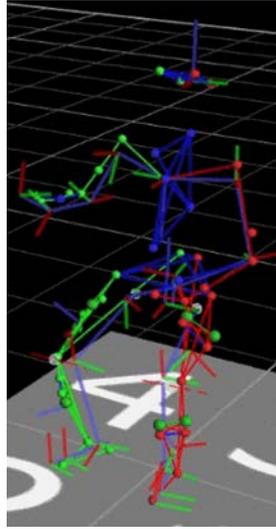


図 3. Plug-In Gait full body model

#### 2.2.4.3 表面筋電図データの処理

表面筋電図データは、各筋で平均値を減算することで基線をゼロ値に合わせた。その後、動作による電極の揺れや皮膚変位の影響を除去するために、当該データを4次の位相ずれなしバンドパス・バターワースフィルター（20 -500Hz）にかけた。ここで、位相ずれなしとは、フィルタリングしたデータの時間軸を反転して再度同様にフィルタリングすることであり、これによりオリジナルデータとフィルタリング後のデータとの時間ずれが軽減される。このデータを整流化し、更に4次の位相ずれなしローパス・バターワースフィルター（10 Hz）にかけることで平滑化した。

#### 2.2.4.4 力学的仕事量とパワー

筋活動に関連する力学的エネルギー消費量の指標として、力学的仕事量と言う物理量が用いられる(Gordon, Robertson, & Winter, 1980;

Robertson et al., 2013; Zatsiorsky, 2002)。力学的仕事量は、力学的エネルギーが別の形態へ変化した量として定義される。また、物体の変位を引き起こす力として定義することも可能である。力が一定である場合、力学的仕事量は物体に加わる力と、その力によって生じる変位の内積によって計算される。しかし、力が一定でない場合、あるいは物体の変位が直線的でない場合、単位時間における変位（速度）と力の成分が一致した方向にのみ力学的仕事が為される。そのため、力学的仕事量は力が加わった方向の接線成分速度との内積の時間積分によって計算される。単位時間における体節の力学的仕事量を力学的仕事率あるいは体節のパワー（ $P_S$ ）と呼称し、体節の力学的仕事量（ $W_S$ ）は動作中の（ $t_1$ から $t_2$ にかけての）パワー時間曲線の下面積として計算できる。

$$W_S = \int_{t_1}^{t_2} P_S \quad (2)$$

ここで、力学的エネルギーのほとんどは他の物体（体節）に伝達し、他の形態のエネルギー（弾性エネルギーや熱エネルギー）に変化する量はわずかである。そのため、体節のパワーは、単位時間においてある体節から別の体節へ移動した力学的エネルギーの量と解釈できる。力（ $P_F$ ）とモーメント（ $P_M$ ）によって、ある体節から連結している残りの体節へ伝達するエネルギー量を次式で計算出来る。

$$P_F = \vec{F}_j \cdot \vec{v}_j \quad (3)$$

$$P_M = \vec{M}_j \cdot \vec{\omega}_j \quad (4)$$

$$P_S = \sum_{n=1}^N (P_{F_n} + P_{M_n}) \quad (5)$$

ここで、 $\vec{F}_j$ は関節間力、 $\vec{v}$ は関節中心の並進速度、 $\vec{M}_j$ は関節モーメント、 $\vec{\omega}_j$ は関節周りの体節角速度、 $N$ は該当体節に直接接続している関節数である。

上記したパラメータは体重で除して正規化した。これは、被験者の身

体形状による影響を排除するためである

#### 2.2.4.5 胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率

式 (3-5) を関節レベルで考える (Robertson et al., 2013; Zatsiorsky, 2002)。式 (3) は構成する 2 体節ともゼロ値になる。本研究では遠位体節の近位端位置をリンク部とみなしてモデル化しており、当該関節を構成する 2 体節端の間に並進運動が起こらないためである。よって式 (4) のみを解けば、当該関節を構成する 2 体節間の力学的エネルギー伝達量がわかる。一般的に体節はその両端で関節を形成するため、両関節からの力学的エネルギー伝達量の差し引きを考慮に入れる必要があるが、離殿までの胸郭と骨盤は腰関節周りの力学的エネルギー伝達がほとんどとみなされる。この理由として 2 点あり、まず胸郭が身体の頭側端としてモデル化されており骨盤としか接続していないため、そして離殿までは胸郭と骨盤の運動がほとんどを占めるためである。

すなわち、胸郭と骨盤の力学的エネルギー伝達量は、2 体節間のパワー-時間曲線が等大逆向きになった場合に最大となる (1.5 項「力学的エネルギーの消費および伝達」も参照のこと)。体節における力学的エネルギーの増減は筋収縮によるため、これは等尺性収縮を指している。重力などの外力で固定されたある体節に対して (負のパワー)、筋収縮により他方の体節が追随している状態 (正のパワー) であり、筋線維は伸長も短縮もしていない。相関関係で表現すれば、Pearson の積率相関係数が -1 に近づくほど力学的エネルギーの伝達割合が増大するため、この相関係数の符号を逆転したものを力学的エネルギー伝達効率として指標化した。

#### 2.2.4.6 動作時間の同定と立ち上がり動作の相区分

全ての計測データは、立ち上がり動作区間のみ抽出した。動作開始はいずれかの関節角速度が連続的に変化を開始した時点、動作終了はいずれかの関節角速度が  $0 \text{ rad/s}$  に収束した時点とした (Hanawa et al., 2017)。なお、連続的とは、時間  $t$  に対して次の時間  $t+1$  の角速度が大きくなり、これが  $0.1$  秒間継続した最初の時点とした。

動作に特徴的な相区分については先行研究に従った。立ち上がり動作は定型的な関節運動を繰り返すため、この視点から事象分割が可能である (Anan, Shinkoda, Suzuki, Yagi, & Ibara, 2015; Hirschfeld, 1999; Hughes & Schenkman, 1996; Schenkman et al., 1990)。それぞれの事象は、運動学による相区分と言う意味から運動学的相と呼ばれる。最も詳細に区分している研究では以下の 4 相に分類される (Schenkman et al., 1990)。第 1 相 (Flexion Momentum) : 上体を前屈させ、運動量を生成する。第 2 相 (Momentum Transfer、離殿相) : 殿部を離床させ、足底面上に体重を移動する。第 3 相 (Extension、伸展相) : 全身を伸展させ、上方へ重心を移動する。第 4 相 (Posture Stabilization) : 姿勢を安定化する。しかし、姿勢保持ではなく動作中における力学的特徴に焦点を当てた本研究において、姿勢の安定化は動作後の事象と言う観点から第 4 相については扱わないこととした。また、離殿時点は関節運動だけでなく関節モーメントのような力学的パラメータにとっても特徴的な変化点である (図 4 を参照のこと)。そのため、本研究では離殿までの準備と言う観点から、離殿を境に離殿までの相と伸展相に区分した。離殿時点は、座面となる台下の床反力垂直成分が  $0 \text{ N}$  を示した最初の時点として同定した。本研究と同様の観点から相区分した先行研究はいくつか存在する (Anan et al., 2015; Hirschfeld, 1999)。

#### 2.2.4.7 統計学的比較

健常成人と慢性期脳卒中患者をそれぞれ群に割り当てた。各解析指標について、群間で対応の無い t 検定を実施した。

なお、一部の解析指標については、慢性期脳卒中患者を運動障害の重症度によって 2 群に分け比較した。運動障害の重症度の指標として **Fugl-Meyer assessment** スコアを用い、23 点以上を軽症、22 点以下を重症とした (Fugl-Meyer, 1980)。健常成人と軽症慢性期脳卒中患者、重症慢性期脳卒中患者について、全ての群間の対比較を対応の無い t 検定によって行い、算出された p 値に群数の 3 を乗じる **Bonferroni** 法による補正を行うことで多群を同時比較した。

有意水準は  $p = 0.05$  とした。

### 2.3 結果

#### 2.3.1 全パラメータの群間比較

本研究で検証した全てのパラメータの群内平均値と標準偏差、p 値について、表 3、表 4 に示す。各パラメータの詳細については次項以降で述べる。

表 3. 群内平均値（標準偏差）

	健常成人	慢性期脳卒中患者
動作時間(sec)	2.48 ( 0.69 )	4.33 ( 1.40 ) *
関節モーメントピーク値 (Nm/Weight(N))		
全身	-0.43 ( 0.07 )	-0.42 ( 0.07 ) *
股関節	-0.06 ( 0.02 )	-0.08 ( 0.02 ) **
膝関節	-0.07 ( 0.02 )	-0.04 ( 0.03 ) *
足関節	-0.05 ( 0.02 )	-0.05 ( 0.02 )
関節モーメント積 (Nm・s/Weight(N))		
全身	-25.66 ( 11.28 )	-46.04 ( 22.84 ) *
動作中の仕事 (J/Weight(N))		
全身	22.89 ( 3.26 )	26.48 ( 3.02 ) *
股関節	4.12 ( 2.05 )	6.63 ( 2.41 ) *
膝関節	5.47 ( 1.65 )	4.27 ( 2.57 )
足関節	1.23 ( 0.64 )	1.79 ( 1.34 )
離殿までの仕事 (J/Weight(N))		
股関節	0.64 ( 0.56 )	1.28 ( 1.65 )
膝関節	0.31 ( 0.26 )	0.57 ( 1.11 )
足関節	0.06 ( 0.03 )	0.07 ( 0.12 )
骨盤	1.38 ( 0.76 )	2.04 ( 0.72 ) **
離殿以降の仕事 (J/Weight(N))		
股関節	3.48 ( 1.69 )	5.35 ( 2.06 ) *
膝関節	5.16 ( 1.75 )	3.70 ( 2.43 )
足関節	1.17 ( 0.63 )	1.51 ( 1.22 )
離殿までの角変位量 (°)		
股関節	18.25 ( 9.88 )	21.52 ( 4.30 )
膝関節	-3.74 ( 3.83 )	-6.88 ( 10.40 )
足関節	5.16 ( 2.56 )	6.52 ( 2.22 )
胸郭	22.92 ( 8.42 )	35.50 ( 11.21 ) *
骨盤	25.36 ( 9.36 )	30.27 ( 4.08 )

健常成人：両側の平均値、慢性期脳卒中患者：麻痺側、\*：p < 0.001、

\*\*：p < 0.01

表 4. 重症度別群内平均値（標準偏差）

	健常成人	慢性期脳卒中患者(軽症)	慢性期脳卒中患者(重症)
離殿までの仕事 (J/Weight(N))			
骨盤頭側	1.38 ( 0.76 )	1.69 ( 0.55 )	2.43 ( 0.70 ) *
離殿以降の仕事 (J/Weight(N))			
股関節	3.48 ( 1.69 )	4.91 ( 2.21 )	5.84 ( 1.86 ) *
終了時の角度 (°)			
股関節	2.67 ( 8.02 )	10.48 ( 10.54 )	12.54 ( 9.98 ) **
膝関節	2.49 ( 5.19 )	4.97 ( 9.03 )	7.09 ( 5.74 )
足関節	7.73 ( 3.04 )	6.08 ( 3.99 )	9.81 ( 5.93 )
離殿以降の筋活動割合 (離殿以降/全体)			
多裂筋	0.43 ( 0.19 )	0.62 ( 0.17 ) ‡	0.61 ( 0.08 ) *
大殿筋	0.82 ( 0.06 )	0.63 ( 0.13 ) ‡	0.83 ( 0.04 ) †
大腿二頭筋長頭	0.74 ( 0.06 )	0.67 ( 0.19 )	0.82 ( 0.05 ) *
大腿直筋	0.54 ( 0.15 )	0.52 ( 0.19 ) ‡	0.71 ( 0.10 ) †

健常成人：両側の平均値、慢性期脳卒中患者：麻痺側、\*：p < 0.001(vs. 健常成人)、\*\*：p < 0.01(vs. 健常成人)、†：p < 0.001(vs. 慢性期脳卒中患者（軽症）)、‡：p < 0.001(vs. 健常成人)

### 2.3.2 関節モーメントピーク値と動作時間およびモーメントの時間積分値

関節モーメントの時間パターンについて、健常成人と慢性期脳卒中患者も、全関節で離殿直後に最大値を迎える点は相違なかった（図 4）。全身関節モーメントピーク値の総和について、慢性期脳卒中患者と健常成人の間で有意差は無かった（図 5）。しかし、関節ごとに検証すると、股関節において慢性期脳卒中患者の麻痺側の方が健常成人よりも大きかった（p < 0.01、図 6）。また、膝関節において慢性期脳卒中患者の麻痺側の

方が健常成人よりも小さかった ( $p < 0.01$ 、図 6)。

また、慢性期脳卒中患者は健常成人よりも立ち上がり動作時間が長かった ( $p < 0.001$ 、図 5)。そのため、全身関節モーメントの時間積分値の総和については、脳卒中患者の方が健常成人よりも有意に大きかった ( $p < 0.001$ 、図 5)。

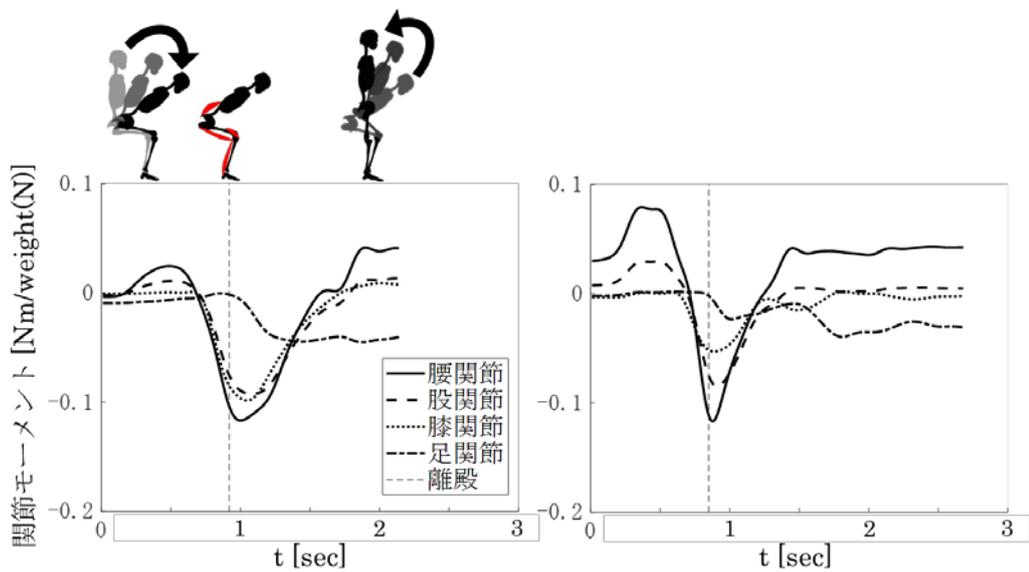


図 4. (左) 健常成人 (右) 慢性期脳卒中患者における関節モーメントの時間パターンと運動学的概観の代表例、負が伸展方向、図の上部に運動の概観を提示

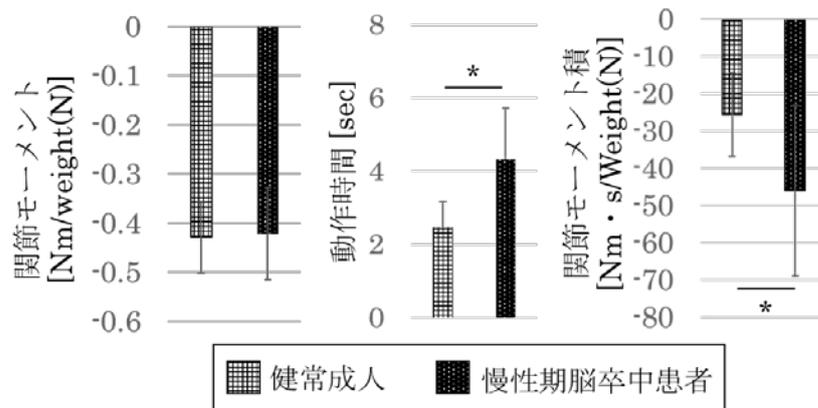


図 5. (左) 全身の関節モーメントピーク値の総和、(中央) 動作時間、(右) 全身の関節モーメントの時間積分値の総和 (\*:  $p < 0.001$ )

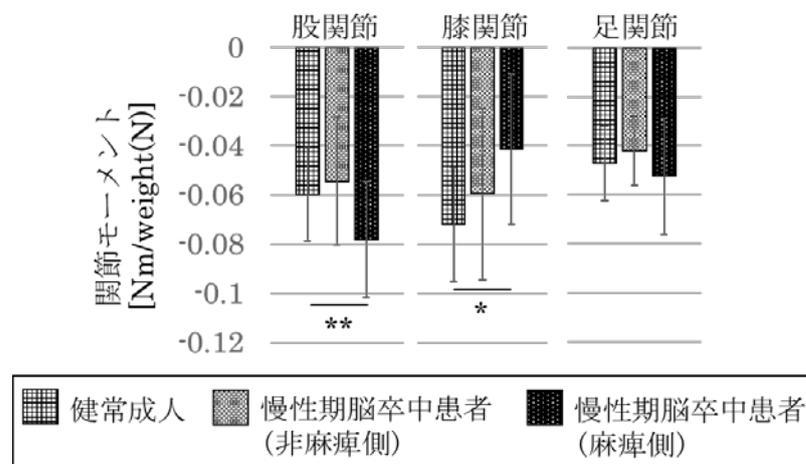


図 6. 各関節における関節モーメントピーク値 (\*:  $p < 0.001$ 、\*\*:  $p < 0.01$ )

### 2.3.3 全身の力学的仕事量の和と各関節における力学的仕事量

上記より、全身関節モーメントの時間積分値の和を発揮するための筋活動についても、脳卒中患者の方が健常成人よりも大きい可能性がある。

今回、筋活動に関連する力学的エネルギー消費量の指標として、力学的仕事を算出した。

全身の力学的仕事の和について、脳卒中患者の方が健常成人よりも大きかった ( $p < 0.001$ 、図 7)。また、下肢各関節における力学的仕事について、脳卒中患者の麻痺側股関節が健常成人の股関節よりも大きかった ( $p < 0.001$ 、図 8)。他の関節について、脳卒中患者と健常成人の間で有意差は無かった。

更に、下肢各関節における力学的仕事について運動学的相ごとに検証した結果、伸展相の股関節について、慢性期脳卒中患者の麻痺側の方が健常成人よりも大きかった ( $p < 0.001$ 、図 9)。一方、伸展相の膝関節について、脳卒中患者の麻痺側の方が健常成人よりも小さい傾向にあった ( $p = 0.01$ 、図 9)。つまり、股関節と膝関節では対照的な結果となった。離殿では下肢全関節について、脳卒中患者と健常成人の間に有意差は無かった。

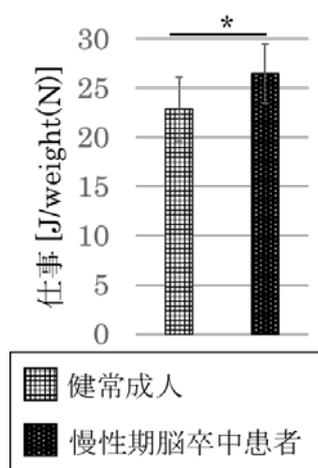


図 7. 全身の力学的仕事の総和 (\*:  $p < 0.001$ )

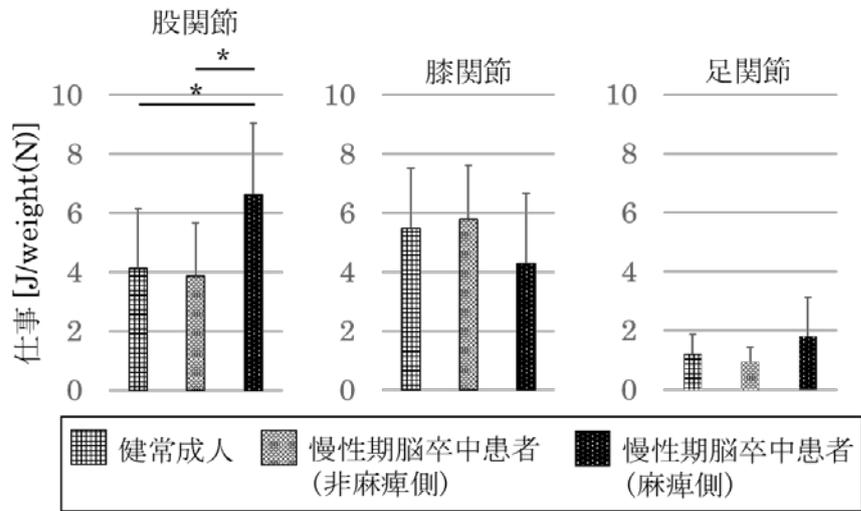


図 8. 下肢各関節の力学的仕事量 (\*:  $p < 0.001$ )

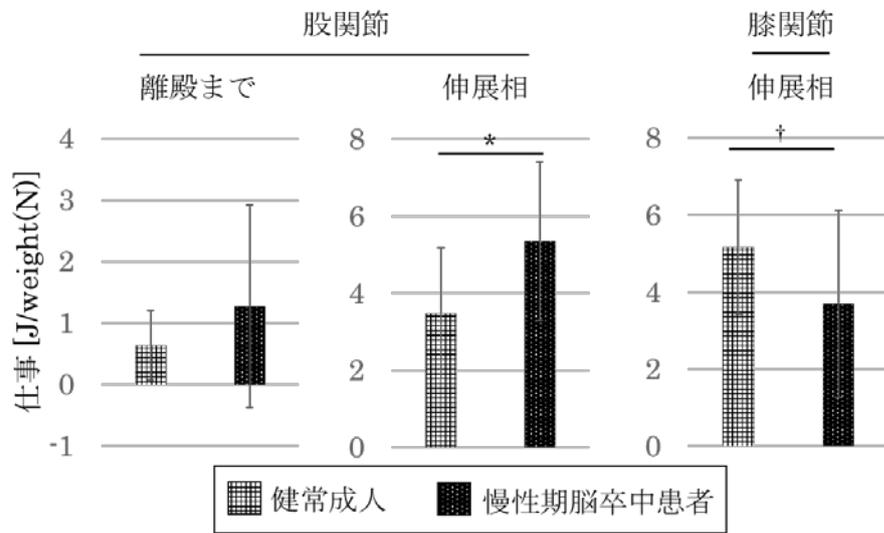


図 9. 各運動学的相における (左) 股関節と (右) 膝関節の力学的仕事量

#### 2.3.4 離殿までの力学的仕事量と胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量

下肢各関節モーメントは離殿時にピークを迎えるが、上記した通りこの時の股関節モーメントは慢性期脳卒中患者の麻痺側の方が健常成人よりも大きかった。一方、下肢各関節における力学的仕事量について、離殿までは慢性期脳卒中患者と健常成人で有意差は無かった。この関係性について詳細に検討した。

まず、離殿時の股関節におけるパワーは負の値であった（図 10）。つまり、股関節モーメントと股関節角速度が逆向きとなった（(4) 式）。具体的な向きについて、股関節モーメントは伸展向きであり、股関節角速度は屈曲向きであった（図 4 も参照のこと）。また、股関節を構成する体節は骨盤と大腿であるが、離殿まではほとんどが骨盤の前傾運動であった（図 11）。すなわち、股関節伸展モーメントに拮抗する骨盤前傾運動を行うために骨盤から力学的エネルギーが供給されていた。

骨盤へ力学的エネルギーを供給するのは、より頭側に存在する胸郭と見なした（2.2.4.5 項「胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率」）。腰関節における力学的エネルギー伝達効率について検証した結果、慢性期脳卒中患者と健常成人ともに高い値であった（それぞれ 0.99、0.98、図 12）。つまり、慢性期脳卒中患者も健常成人同様に胸郭から骨盤へ効率よく力学的エネルギーが伝達していた。離殿までにおける骨盤の力学的仕事量（力学的エネルギー伝達量）を検証した結果、慢性期脳卒中患者の方が健常成人よりも大きかった（ $p < 0.01$ 、図 13）。詳細に運動障害の重症度との関連性を探索するためにサブグループを作成し検証した結果、重症慢性期脳卒中患者の方が健常成人よりも大きかった（ $p < 0.001$ 、図 14）。

なお、慢性期脳卒中患者と健常成人の間で、離殿までの下肢関節角変位量に有意差は無かった。しかし、離殿までの胸郭角変位量は慢性期脳卒中患者の方が健常成人よりも大きかった ( $p < 0.001$ 、図 11)。

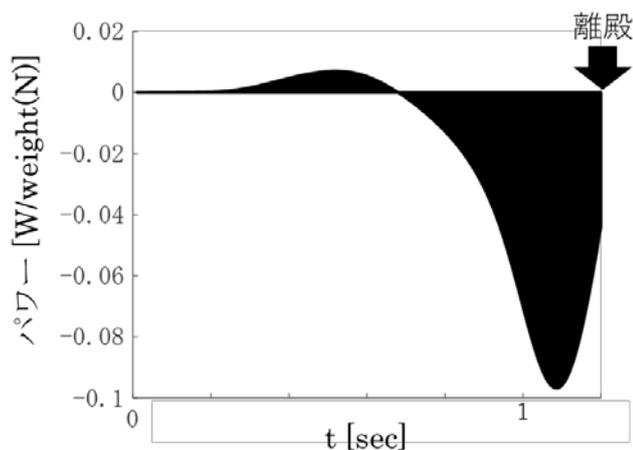


図 10. 離殿までの股関節パワー時間曲線と負の値になる下面積

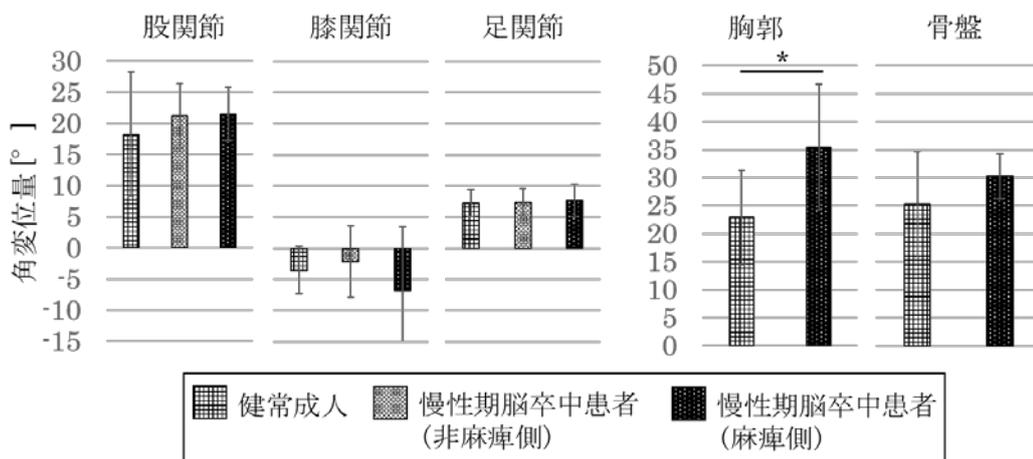


図 11. 離殿までの各関節・体節の角変位量 (\*:  $p < 0.001$ )

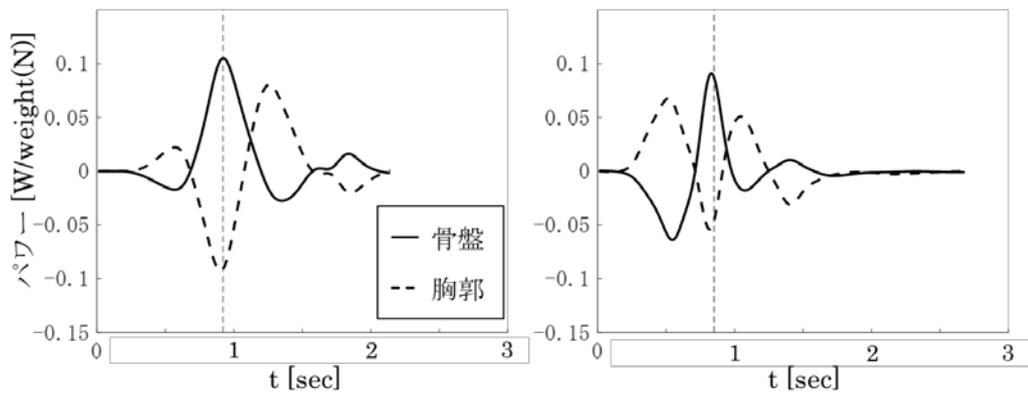


図 12. (左) 健常成人と (右) 慢性期脳卒中患者の胸部－骨盤パワー時間曲線 (代表例)、縦破線は離殿時点

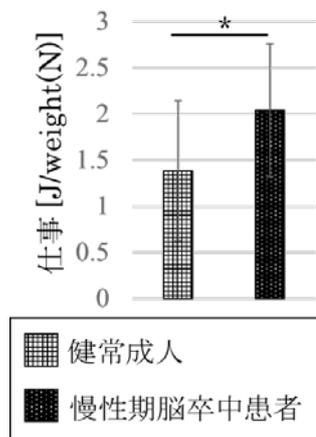


図 13. 離殿までの骨盤の力学的仕事量 (\*:  $p < 0.01$ )

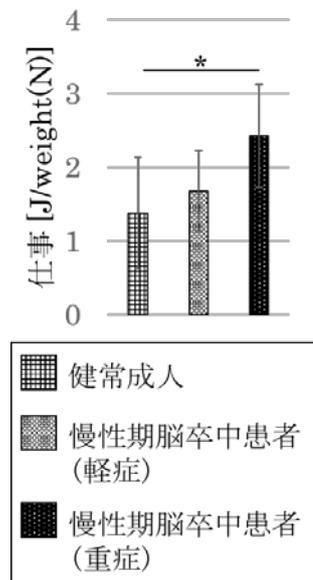


図 14. 離殿までの骨盤への力学的エネルギー伝達量（重症度別、\*： $p < 0.001$ ）

### 2.3.5 伸展相における力学的仕事量と筋活動割合

上記した通り、伸展相における股関節の力学的仕事量について、脳卒中患者の麻痺側の方が健康成人よりも大きかった。詳細に運動障害の重症度との関連性を探索するために、サブグループを作成し検証した結果、伸展相における股関節の力学的仕事量について、重度慢性期脳卒中患者の麻痺側の方が健康成人よりも大きかった ( $p < 0.001$ 、図 15)。

加えて、立ち上がり動作終了時（すなわち立位）における下肢各関節角度を比較した。結果、股関節角度について、重症慢性期脳卒中患者の麻痺側の方が健康成人よりも有意に屈曲していた ( $p < 0.01$ 、図 16)。換言すると、重症慢性期脳卒中患者の方が運動範囲は小さいのに比して力学的仕事量が大きいという結果となった。

上記より、伸展相において運動に対する余剰な筋活動が存在する可能

性がある。そのため、動作全体に対する伸展相の表面筋電図活動割合を算出した。多くの筋について、重症慢性期脳卒中患者の方が健常成人よりも伸展相の活動割合が大きかった。具体的な筋は、腰背筋である多裂筋と股関節伸展筋である大殿筋、大腿前・後面の二関節筋である大腿直筋と大腿二頭筋長頭であった（図 17）。

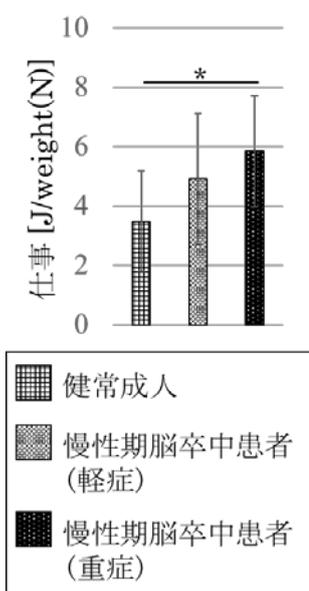


図 15. 伸展相での麻痺側股関節の力学的仕事量（重症度別、\*:  $p < 0.001$ ）

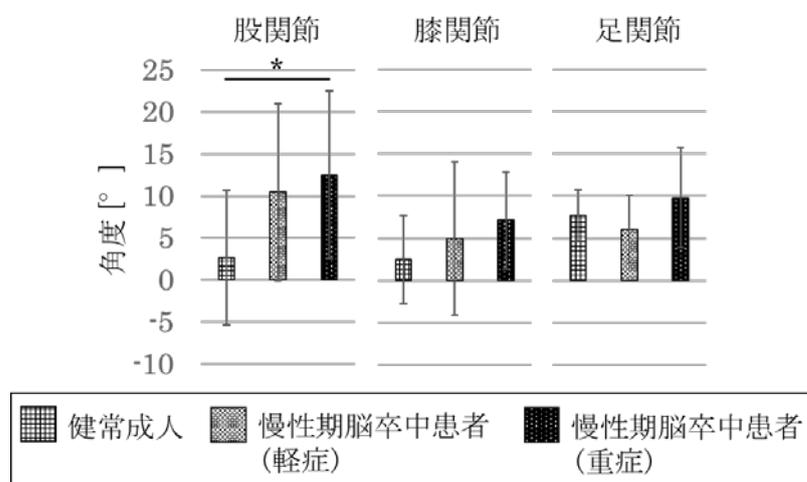


図 16. 終了時の各関節角度 (\*:  $p < 0.001$ )

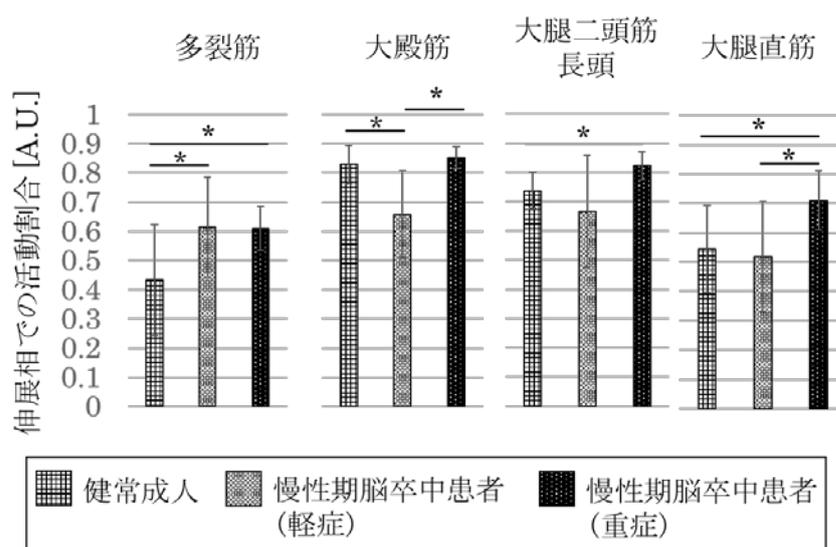


図 17. 伸展相での各筋活動割合 (\*:  $p < 0.001$ )

## 2.4 考察

### 2.4.1 慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作中の力学的エネルギー消費量増大

まず、慢性期脳卒中患者において、立ち上がり動作中の全身関節モーメントピーク値は健常成人と差が無いが、その総量は大きく、力学的エネルギー消費量も大きいことが明らかとなった。運動障害を抱えている慢性期脳卒中患者では瞬間における最大関節モーメントの発揮量を健常成人よりも大きく出来なかった一方で、動作全体の力学的エネルギー消費量としては過大だったと考えられる。

全身関節モーメントピーク値の総和について、慢性期脳卒中患者と健常成人の間で有意差は無かった。健常成人の一般的な速度における立ち上がり動作について、その身体質量中心の運動軌跡は瞬間における全身関節モーメントの総和を最小化することで再現される(Yamasaki et al., 2011)。この関節モーメントの多くは筋活動によって発揮されるが(Schipplein & Andriacchi, 1991)、様々な日常生活動作の中でも立ち上がり動作において非常に大きく、健常高齢者の最大筋力に近い量を要求される(Hortobágyi, Mizelle, Beam, & DeVita, 2003)。そのため、運動障害を抱えている慢性期脳卒中患者が、瞬間における最大関節モーメントの発揮量を健常成人よりも大きく出来なかったと考えられる。

しかし、慢性期脳卒中患者は健常成人よりもゆっくりと動作を達成した。つまり、関節モーメントを発揮している時間は長く、その総量（すなわち関節モーメントの時間積分値）を群間で比較したところ、慢性期脳卒中患者の方が大きくなった。関節モーメントの多くは筋活動によって発揮されるため、筋活動に関連する力学的エネルギー消費量を力学的仕事量から算出したところ、慢性期脳卒中患者の方が健常成人よりも大

きかった。歩行などの動作研究によって、この力学的エネルギーは筋活動の源になる代謝エネルギーと比例関係にあると明らかにされてきた (Donelan, Kram, & Kuo, 2002)。慢性期脳卒中患者は立ち上がり動作をゆっくりとおこなうことで、力学的エネルギー消費量が過剰になることが示唆された。先行研究では、慢性期脳卒中患者の歩行速度低下が運動障害の重症度と関連したと言う結果で一致している (Bowden et al., 2010; Clark et al., 2010)。慢性期脳卒中患者は、歩行同様立ち上がり動作も運動障害によってゆっくりとしか行えなかったと考えられる。

#### 2.4.2 慢性期脳卒中患者における離殿までの胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量の増大

次に、慢性期脳卒中患者におけるこのような力学的エネルギー消費量の増大について、関節ごとあるいは運動学的相ごとに検証することで詳細な特徴を明らかにした。離殿時点の股関節モーメントピーク値は慢性期脳卒中患者の麻痺側の方が健常成人よりも大きかった一方、離殿までの下肢各関節における力学的仕事量については群間で差が無かった。この理由として、慢性期脳卒中患者でも胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率を維持し、胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量を増加させていたことが明らかとなった。

先述の通り、全身関節モーメントピーク値の総和は慢性期脳卒中患者と健常成人の間で有意差は無かったが、関節ごとに検証すると慢性期脳卒中患者には特徴があった。股関節において慢性期脳卒中患者の麻痺側の方が健常成人よりも大きく、膝関節では対照的な結果であった。脳卒中患者の歩行動作について、運動障害が重度なほど関節モーメントピーク値は小さいことが明らかにされている (Kim & Eng, 2004)。一方、立

ち上がり動作に関する先行研究は存在しない。しかし、本研究でも運動障害を抱えている慢性期脳卒中患者で膝関節モーメントピーク値が小さかった点は、歩行に関する先行研究を支持した。ただし、股関節モーメントピーク値が健常成人よりも大きかった点は歩行に関する先行研究と矛盾する。この理由として、胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量増大と、体幹質量中心位置の調整による股関節-膝関節モーメントの補償関係の2点が挙げられる。

1点目の胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量増大について、脳卒中による運動障害の部位特性を考慮する必要がある。脳卒中による運動障害は、上下肢よりも体幹の方が軽微なことが多くの先行研究で明らかになっている(Cirstea & Levin, 2000; Levin, Kleim, & Wolf, 2009; Willoughby & Anderson, 1984)。慢性期脳卒中患者は、運動障害がより軽微な胸郭からより重度な股関節へ骨盤を介して力学的エネルギー伝達量を増大させた。すなわち、この関係性は四肢よりも運動障害が軽微な体幹から力学的エネルギー伝達量を大きくする補償関係と捉えられる。ここで、胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量を増大させたのは胸郭角変位量増大と考えられる。本研究で解析項目に採用した力学的仕事量と言う物理量は、筋活動に関連する力学的エネルギー消費量や伝達量の指標であると同時に、物体の変位を引き起こす力から定義される。この物理学的特性のため、当該区間における関節モーメントか体節角変位量が大きくなると力学的エネルギー伝達量は大きくなる。そのため、慢性期脳卒中患者はより運動障害が軽微な胸郭の角変位量を大きくすることで、胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量を増大させて下肢運動障害を補償したと捉えられる。また、慢性期脳卒中患者でも胸郭と骨盤が同期して運動し、腰背筋が等尺性収縮として振る舞うことでその力学

的エネルギー伝達効率を維持できた（式（4）より胸郭と骨盤の角速度が正の相関関係の際にパワーは負の相関関係となる；図 12 と図 18 は同一被験者のパワーと角速度の時間曲線である）。

2 点目に、体幹質量中心位置の調整による股関節-膝関節モーメントの補償関係について述べる。患者が立ち上がり動作時の胸郭角変位量を大きくすると言う現象的特徴については、膝関節の機能障害を抱える変形性膝関節症者でも同様である(Turcot, Armand, Fritschy, Hoffmeyer, & Suvà, 2012)。胸郭を大きく前傾し身体重量比 60%を占める体幹重量を膝関節回転中心に近づけることで、機能障害を有する膝関節モーメントを軽減した、と彼らは結論付けている。本研究でも同様の補償関係が存在した可能性がある。運動障害の重度によってサブグループ化し比較した結果から、このような補償関係は運動障害が重症であるほど強く作用することが示唆された。

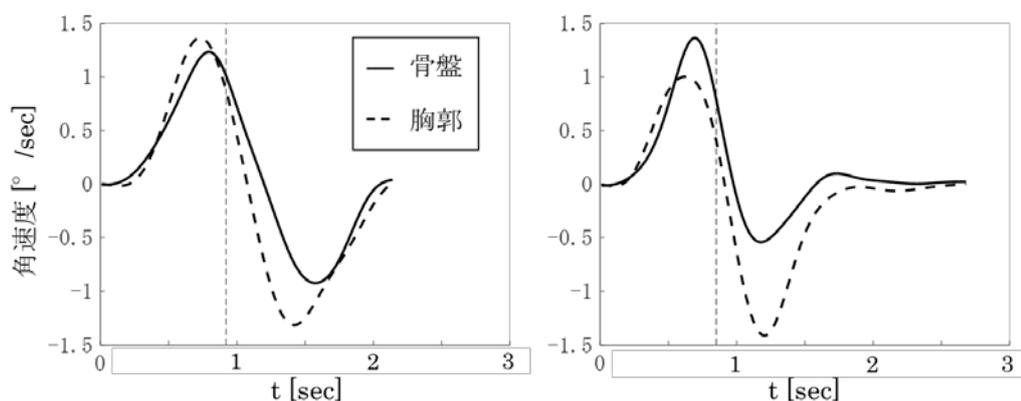


図 18. (左) 健常成人と (右) 慢性期脳卒中患者の胸郭—骨盤角速度 (代表例)、縦破線は離殿時点

#### 2.4.3 慢性期脳卒中患者における伸展相での余剰筋活動

更に筆者は、慢性期脳卒中患者における力学的エネルギー消費量の増大について、伸展相の検証を進めた。伸展相において、慢性期脳卒中患者の股関節における力学的仕事量は大きかったが股関節角変位量は小さく、運動に貢献しない余剰な筋活動が示唆された。実際、慢性期脳卒中患者は伸展相における表面筋電図活動割合も大きく、この結果を支持した。余剰な筋活動の原因として、慢性期脳卒中患者の抱える運動障害の関与が考えられる。

立位姿勢や歩行動作の先行研究においても、慢性期脳卒中患者は下肢屈曲位となることが明らかにされている(Kramers De Quervain, Simon, Leurgans, Pease, & McAllister, 1996; Perry, Burnfield, & Cabico, 2010)。対照的に、健常成人の下肢は立位姿勢や歩行動作中に伸展位となる(Perry et al., 2010; Winter, 2009b)。この物理学的利点として、身体重量比の大きい頭側体節の質量中心位置が下肢各関節中心上に配置され、下肢関節モーメントを抑えられることが挙げられている(Schieppati, Hugon, Grasso, Nardone, & Galante, 1994; Winter, 2009b)。しかし、加齢と共に重力に抵抗するための筋力が低下すると、体幹や下肢を屈曲した姿勢から持ち上げられなくなり、伸展位をとれなくなる(Schwab, Lafage, Boyce, Skalli, & Farcy, 2006)。本研究でも、運動障害を抱える慢性期脳卒中患者では下肢を完全伸展するための筋力が発揮できず、結果として伸展相全体の力学的エネルギー消費量が増した可能性がある。運動障害が重度な患者ほど股関節が伸展しきらず力学的エネルギー消費量が増した結果も、この考察を支持する。ただし、本研究では Fugl-Meyer assessment を用いて運動障害を検査している。この評価指標は、個々の関節を単独で運動できなくなる共同運動障害に焦点を当てている(Fugl-

Meyer et al., 1975)。つまり、脳卒中患者特有の筋の共同収縮によって余剰に力学的エネルギーを消費した可能性も棄却できない。このような論調は歩行動作についての先行研究で散見される(Lamontagne, Richards, & Malouin, 2000; Rosa, Marques, Demain, & Metcalf, 2014)。慢性期脳卒中患者における筋の共同収縮性と筋力低下は随伴しやすく、いずれの運動障害が影響しているか本研究からは不明である。しかし、特に立ち上がり動作の特定の運動学的相において、慢性期脳卒中患者の力学的エネルギー消費量増大と筋活動量増大を初めて明らかにし、更に運動障害の重症度との関連性を見出したことは本研究の重大な成果である。

なお、股関節と対照的に膝関節における力学的仕事量については慢性期脳卒中患者で小さい傾向にあった。運動障害の直接的影響だけでなく、離殿まで同様に股関節と膝関節の補償関係も存在する可能性がある。ただし、離殿まではほとんどの運動が体幹と股関節であったため力学的エネルギー伝達の順序等その因果関係に迫ることが出来たが、伸展相では全関節が同期して伸展するため困難である。単に運動障害の部位特性を反映した可能性も棄却できず、本研究が明らかにしたのは慢性期脳卒中患者の立ち上がり動作における関節ごとの詳細な特徴に留まる。

#### 2.4.4 研究限界

本研究結果からは、上記した動作の力学的特徴の一部が単に運動障害の部位特性を反映しているのか、あるいは運動障害に対する補償関係を反映しているのかは結論できない。運動障害の回復過程にある急性期・回復期脳卒中患者も含めた検討が必要である。

また、手法上の限界として、力学的エネルギーの算出に対する人体の

モデル化の影響が挙げられる。本研究で用いた剛体リンクモデルは関節中心をリンク部の一点と仮定するため、関節を構成する両体節端の間に摩擦力や並進運動が発生しない。現実の生体ではこの摩擦力によってもわずかに力学的仕事が行なわれるが (Ebrahimi et al., 2017; Robertson et al., 2013; Siegel, Kepple, & Caldwell, 1996)、このモデル化誤差は本研究では扱っていない。ただし、本研究では健常成人と脳卒中患者との間の際に焦点を当てており、身体構造が大きく異なる両群間の差は妥当に検出できたと考えられる。上記より、本研究における力学的仕事の発生源は、各関節に作用するモーメントと身体へ作用する外力だけとなる。これについて、本研究では関節モーメント（関節周りの筋、腱および靭帯などによる正味のモーメント）を用いて議論していることから、筋や靭帯それぞれの役割について言及できない。該当関節周りに関節モーメントを発生させる個別筋の貢献度はわからないため、表面筋電図活動は全体の傾向を示すに留めた。

以降の一連の研究も含めた研究限界については、4章「総合的考察」にも記載する。

### 3章 急性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴

#### 3.1 概要

2章では、「慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴」を明らかにした。本章では、急性期脳卒中患者における特徴を明らかにし、慢性期脳卒中患者との比較から立ち上がり動作への運動障害の影響と補償関係を詳細に検証する。まず、3.2項「慣性センサの計測妥当性検証」で、急性期脳卒中患者を対象とする際の動作計測機器の計測妥当性について検討した結果を提示する。急性期脳卒中患者は広大な計測空間と機器を有する研究室へ招聘することが困難であり、診療室内でウェアラブルに計測可能な機器を新たに用いる必要があった。次に、3.3項「急性期脳卒中患者における胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率および伝達量の喪失」では急性期脳卒中患者の立ち上がり動作を診療室内で計測した結果を提示する。ここでは、体幹すなわち胸郭と骨盤における力学的エネルギーを直接立式し、その量が如何に健常成人と異なるかを示す。これにより、急性期脳卒中患者が慢性期脳卒中患者とは異なり、体幹による下肢運動障害への補償関係が確立していないと言う仮説について検証した。最後に、3.4項「急性期脳卒中患者における動作間の筋シナジー変化」では、筋シナジーと言う指標を用いて下肢共同筋間の活動比を定量化し、これが健常成人と急性期脳卒中患者間、また、動作課題間で如何に異なるかを示す。これにより、急性期脳卒中患者は体幹による下肢運動障害への補償関係が成立していても、下肢共同筋間の活動を編成することで運動障害を補償している可能性について検証した。

## 3.2 慣性センサの計測妥当性検証

### 3.2.1 概要

本項では、急性期脳卒中患者の立ち上がり動作計測に使用する慣性センサの計測妥当性について検証する。2章「慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴」で用いた三次元動作解析装置と慣性センサ間で、算出された体節角度や力学的エネルギーがどの程度異なるかを示す。本項での対象者は健常高齢者だが、体幹を大きく前傾する条件も含めて検証することで、患者応用へと発展させる。

### 3.2.2 方法

#### 3.2.2.1 対象

7名の健常高齢男性を対象とした。本研究の被験者は、2章「慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴」の被験者の一部である。年齢、体重、身長の平均値（標準偏差）はそれぞれ69（2）歳、64.5（8.8）kg、1.65（0.04）mであった。対象者は、所属機関周辺地域在住者より募集した。除外基準は、65歳未満の者、動作へ影響する神経学的・整形外科学的・内科的疾患を有する者、実験手順を理解困難な認知機能低下を有する者とした。

全ての被験者に対し、計測者が口頭と文書で十分な説明を行い、口頭での同意後に同意書への署名を得た。また、所属機関における研究倫理審査委員会の承認を得た後、実施した(承認番号: 29502)。

### 3.2.2.2 課題

全ての被験者は以下に示す 2 条件下で立ち上がり動作を行った：(1) 快適速度および姿勢 (NORMAL 条件)、(2) 体幹前傾姿勢 (TILT 条件)。2 条件を設けたのは、高齢者や患者は体幹を大きく前傾してから立ち上がるためである。全ての被験者は、数回の練習の後、それぞれの条件下で各 3 回立ち上がり動作を実施した。各試行は平均化せずにその後の解析に含めた。

全ての被験者の開始姿勢を統一した。被験者の両上肢は体側に下げ、台に触れないようにした。被験者の両側大腿が床面から  $10^\circ$  前傾、両側下腿が床面に対し下ろした垂線から  $15^\circ$  前傾するよう台の高さを調節した。胸郭と骨盤は床面に対して垂直の姿勢を保持するよう指示した。また、終了時の立位姿勢を計測機器におけるゼロ値に設定した。

### 3.2.2.3 計測機器

計測機器として三次元動作解析装置と慣性センサを用いた。

三次元動作解析装置には Vicon (Vicon Motion Systems、Oxford、UK) を用いた。計測方法については、2 章「慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴」と同様である。計測者は被験者の身体 39 標点 (左右の前頭部、後頭部、肩峰、上腕外側、肘関節外側、前腕外側、尺骨茎状突起、橈骨茎状突起、第 2 中手骨頭、上前腸骨棘、後上腸骨棘、大腿外側、膝関節外側、下腿外側、外果、第 2 中足骨頭、踵骨と第 7 頸椎棘突起、胸骨柄、剣状突起、右肩甲骨、第 10 胸椎棘突起) に赤外線反射マーカを貼付し、これを周囲の赤外線カメラによりサンプリングレート 100Hz で撮影した。得られた各マーカの変位情報はデジタル化しパソコンへ収録した。赤外線反射マーカの変

位情報は、Vicon motion system 社が提供する全身剛体リンクモデルである Plug-In Gait full body model の構築に用いた(“VICON,” 2019) (図 3)。このモデルは 15 体節 (頭・胸郭・骨盤と、左右の足・下腿・大腿・手・前腕・上腕) より構成される。そして、固定した近位体節座標に対し運動する遠位体節座標を用いて関節角度を求めるオイラー法に則って 7 関節の角度 (腰関節と左右の股関節・膝関節・足関節) を算出した。なお、全ての関節について、該当関節をまたぐ遠位体節の近位端位置をリンク部とみなしてモデル化した。

慣性センサには、OE-WS0905 (Oisaka Electronics Device Ltd., Hiroshima, Japan) を用いた。当該機器は、3 軸ジャイロスコープ、3 軸加速度計、3 軸地磁気計から構成される。各測定範囲は、加速度計が 16 G ( $16 \times 9.80665 \text{ m/s}^2$ )、ジャイロスコープが 1500 °/s、地磁気計が 8 G ( $8 \times 9.80665 \text{ m/s}^2$ ) である。センサのサイズは 40 × 30 × 20 mm であり、重量は 30g である。各センサは身体 6 部位 (胸郭と骨盤、左右の大腿と下腿) に貼付した (図 19)。各センサはワイヤレスで操作し、サンプリングレート 100Hz でデータ取得した。その後、Oisaka Electronics Device 社の提供する姿勢推定アプリケーション LP-WSAP03 を使用し、絶対座標系における各センサの回転行列を取得した。この姿勢推定アプリケーションの利用している姿勢推定アルゴリズムは先行研究に詳述されている (Madgwick, Harrison, & Vaidyanathan, 2011)。各回転行列から各体節角度への変換およびリンクモデルの作成には数値解析ソフトウェア MATLAB (MathWorks, Inc., Massachusetts, USA) のカスタムプログラムを使用した。

なお、立ち上がり動作は矢状面の運動がほとんどであり、前額面や水平面上の運動は三次元動作解析装置においても計測誤差が大きいとされ

る(Bolink et al., 2016; Bolink, van Laarhoven, Lipperts, Heyligers, & Grimm, 2012)。そのため、いずれの機器も矢状面データのみ以降の解析に含めた。

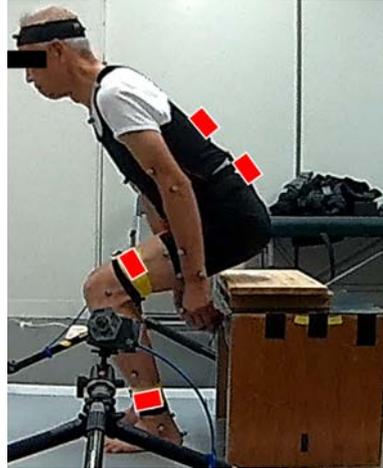


図 19. 慣性センサの貼付部位 (健常高齢者, 塗りつぶし部)

#### 3.2.2.4 力学的エネルギーの算出

本研究では、体節角度だけでなく各体節の力学的エネルギーも算出した。該当体節の各瞬間における力学的エネルギー ( $E_M$ ) は、位置エネルギー ( $E_P$ ) と運動エネルギー ( $E_K$ ) に分解される。

$$E_M = E_P + E_K \quad (6)$$

$$E_P = m_S g h_S \quad (7)$$

$$E_K = \frac{1}{2} m_S \vec{v}_S^2 + \frac{1}{2} I_S \vec{\omega}_S^2 \quad (8)$$

ここで、 $m_S$ は当該体節質量、 $g$ は重力加速度、 $h_S$ と $\vec{v}_S$ は当該体節質量中心の高さと並進速度、 $I_S$ と $\vec{\omega}_S$ は当該体節における質量中心周りの慣性モーメントと角速度である。体節の質量中心位置や慣性モーメントは先行研究に則った(Kodama & Watanabe, 2016)。

なお、(6-8) 式の通り、力学的エネルギーは 3 次元空間におけるベクトルの内積から計算されるスカラー量である。しかし、本研究では矢状面上の体節角度のみを解析に含めた。そのため、本研究では各関節を矢状面上の運動のみ行えるピン・ジョイントと仮定し、力学的エネルギーを計算した。

### 3.2.2.5 機器間の比較解析

全ての計測データは、立ち上がり動作区間のみ抽出した。まず、三次元動作解析装置からのデータを利用して動作区間を同定した。動作開始はいずれかの関節角速度が連続的に変化を開始した時点、動作終了はいずれかの関節角速度が 0 rad/s に収束した時点とした(Hanawa et al., 2017)。なお、連続的とは、時間  $t$  に対して次の時間  $t+1$  の角速度が大きくなり、これが 0.1 秒間継続した最初の時点とした。動作に特徴的な相区分については先行研究に従い、動作を離殿時点を境に離殿までの相と伸展相に 2 分した (Anan et al., 2015; Hirschfeld, 1999)。離殿時点は、座面となる台下の床反力垂直成分が 0 N を示した最初の時点として同定した。その後、慣性センサのデータを MATLAB 内 peak detection algorithm を用いて三次元動作解析装置のデータと整列した。

各体節角度と力学的エネルギーの時間曲線について、ピアソンの積率相関係数 (Pearson's correlation coefficient ;  $r$ ) および二乗平均平方根誤差 (Root Mean Squared Error ; RMSE) によって、三次元動作解析装置と慣性センサ間で比較した。各体節角度については、そのピーク値を Bland-Altman 誤差の 95%信頼区間を用い、三次元動作解析装置と慣性センサ間で比較した。なお、ここでの差異は三次元動作解析装置の算出値から慣性センサの算出値を減算した。

### 3.2.3 結果

#### 3.2.3.1 体節角度

NORMAL 条件下では、三次元動作解析装置と慣性センサ間の RMSE 平均値は  $4.71^\circ$  であり (表 5)、 $r$  平均値は 0.94 であった (表 6)。Bland-Altman プロットでは、三次元動作解析装置と慣性センサ間の差異が標準偏差の 2 倍に収まった (図 20)。しかし、胸郭についてはピーク値の増加に伴って両機器間の差異が増大した (図 20)。TILT 条件下での胸郭角度について、三次元動作解析装置と慣性センサ間の RMSE 平均値は  $20.53^\circ$  であり (表 5)、 $r$  平均値は 0.92 であった (表 6)。Bland-Altman プロットでは、NORMAL 条件下での比例誤差が、TILT 条件下では固定誤差となった (図 20)。代表例における体節角度の時間曲線を 図 21 に示す。

表 5. 関節角度の RMSE

	NORMAL				TILT
	Shank	Thigh	Pelvis	Thorax	Thorax
Mean	2.13	3.73	2.00	11.00	20.53
SD	1.83	2.11	1.53	3.91	5.79

表 6. 関節角度の  $r$

	NORMAL				TILT
	Shank	Thigh	Pelvis	Thorax	Thorax
Mean	0.95	0.98	0.94	0.92	0.92
SD	0.03	0.01	0.02	0.05	0.05

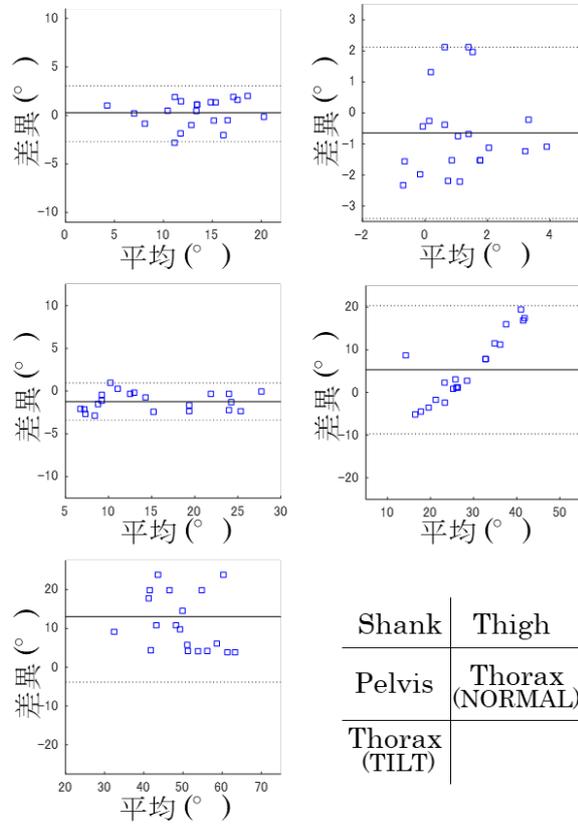


図 20. 関節角度の Bland-Altman プロット

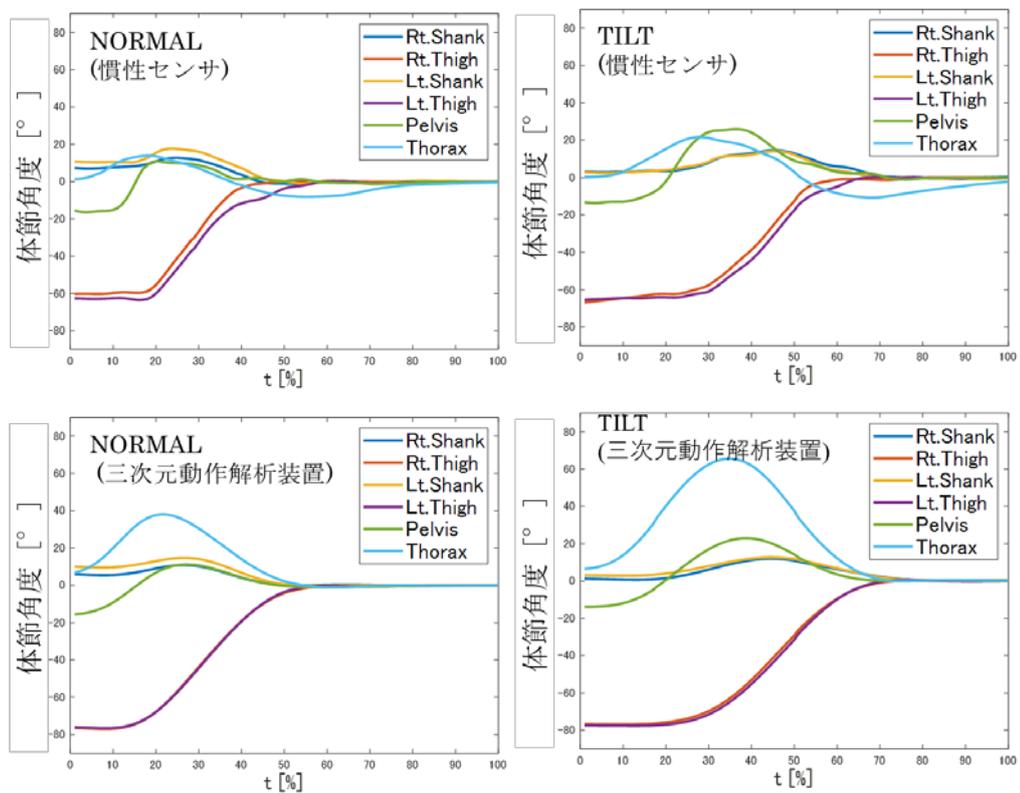


図 21. 代表例における体節角度の時間曲線

### 3.2.3.2 力学的エネルギー

NORMAL 条件下では、三次元動作解析装置と慣性センサ間の RMSE 平均値は  $0.002 \text{ J/weight(N)}$  であり (表 7)、 $r$  平均値は  $0.88$  であった (表 8)。TILT 条件下での胸郭角度について、三次元動作解析装置と慣性センサ間の RMSE 平均値は  $0.019 \text{ J/weight(N)}$  であり (表 7)、 $r$  平均値は  $0.85$  であった (表 8)。

表 7. 力学的エネルギーの RMSE

	NORMAL				TILT
	Shank	Thigh	Pelvis	Thorax	Thorax
Mean	0.00005	0.00046	0.00127	0.00962	0.01919
SD	0.00006	0.00045	0.00125	0.00605	0.01663

表 8. 力学的エネルギーの  $r$

	NORMAL				TILT
	Shank	Thigh	Pelvis	Thorax	Thorax
Mean	0.90	0.89	0.90	0.86	0.86
SD	0.06	0.07	0.07	0.07	0.18

### 3.2.4 考察

胸郭を除く体節で、三次元動作解析装置と同様の精度で慣性センサにより運動学・運動力学的指標を算出可能であることを本研究では明らかにした。

$r$  と RMSE の両者が、慣性センサにより体節角度を計測可能であることを示した。NORMAL 条件における胸郭を除く体節で、 $r$  は 0.9 以上であり、RMSE は  $5^\circ$  以下であった。力学的エネルギーについて、測定精度は体節角度よりも劣ったが、 $r$  は 0.86-0.90 の範囲に収まった。これらの結果は、健常成人を対象に三次元動作解析装置と慣性センサ間で運動学的指標の誤差を検証した様々な動作研究に追従した (Bolink et al., 2016; Seel, Raisch, & Schauer, 2014)。本研究による新規的成果は、このような慣性センサの測定精度が高齢者においても保たれている点を明らかにしたことである。

一方、NORMAL 条件において、胸郭角度ピーク値が増大するに伴って両機器間の胸郭角度誤差は増大した。この比例誤差は、TILT 条件下で固定誤差となった。しかし、 $r$  については両条件下で 0.92 であり、0.9 以上を満たした。すなわち、胸郭角度の時間曲線は三次元動作解析装置と慣性センサで同様に検出可能であった。これらの結果は、慣性センサの貼付部位によるものと考えられる。胸郭は、多くの椎体が接続した多関節の構造の総称である。三次元動作解析装置では、胸郭の姿勢をその中心点を基準にして算出する。この具体的手順は以下の通りである(“VICON,” 2019)。まず、剣状突起と第 10 胸椎棘突起の中央位置から、鎖骨中心と第 7 頸椎棘突起の中央位置へと結んだ方向を胸郭の第 1 軸 (z 軸) とする。次に、第 2 軸 (y 軸) は、第 7 頸椎棘突起と第 10 胸椎棘突起の中央位置から、鎖骨中心と剣状突起の中央位置へと結んだ方向とする。更に、第 3 軸 (x 軸) は、他 2 軸の単位ベクトル間の外積により算出される。最後に、鎖骨中心から x 軸方向にマーカ直径後方へと移動した点として胸郭の原点を定義する。一方、慣性センサはこのような複雑な手順を踏まない。本研究では、慣性センサを胸郭の最も突出した (前弯した) 部位に貼付したが、これは貼付部位の上下椎体の“屈曲”を無視するため、三次元動作解析装置よりも低値になったと考えられる。そのため、慣性センサは胸郭を事前に触診し最も屈曲する部分に貼付すること、慣性センサを使用して高齢者や患者の運動学データを算出した研究では解釈に注意をすることが必要であると考えられる。

本研究で使用した慣性センサは臨床計測ルーチンに容易に組み込めるため、運動障害を抱えた高齢者の立ち上がり動作を計測する上で有用と結論する。

### 3.3 急性期脳卒中患者における胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率および伝達量の喪失

#### 3.3.1 概要

本項では、急性期脳卒中患者の立ち上がり動作において胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率が如何に低下するかを提示する。2章「慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴」では、胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率が慢性期脳卒中患者でも維持されており、骨盤への力学的エネルギー伝達量が増大したため、体幹による下肢運動障害への補償関係が存在することが示唆された。本項ではまだ運動障害への補償関係が確立していないと考えられる急性期脳卒中患者について、体幹による下肢運動障害への補償関係が存在するか検証した。

#### 3.3.2 方法

##### 3.3.2.1 対象

3名の急性期脳卒中患者と3名の健常成人を対象とした。被験者は全て男性であった。被験者の基本属性を表1に示す。急性期脳卒中患者の平均（標準偏差）発症後期間は、8.2（4.2）日であった。急性期脳卒中患者の取り込み基準は、初回脳梗塞あるいは脳出血例、発症後1か月以内の症例、半身の運動障害を有する症例、補助具を用いず立ち上がり動作が可能な症例とした。除外基準は、脳卒中以外に動作へ影響する神経学的・整形外科的・内科的疾患を有する症例、実験手順を理解困難な認知機能低下を有する症例とした。

全ての被験者に対し、計測者が口頭と文書で十分な説明を行い、口頭での同意後に同意書への署名を得た。また、計測機関における研究倫理

審査委員会の承認を得た後、実施した(承認番号: 29502)。

表 9. 被験者の基本属性

	健常成人	急性期脳卒中患者
年齢 (歳)	24.50 ( 2.60 )	74.50 ( 8.60 )
身長 (cm)	1.74 ( 0.03 )	1.70 ( 0.02 )
体重 (kg)	60.83 ( 6.79 )	66.00 ( 3.46 )

### 3.3.2.2 課題

全ての被験者が台からの立ち上がり動作を行った。数回の練習の後、「普段通り立ち上がってください」と口頭指示して3試行実施した。各試行は平均化せずにその後の解析に含めた。

全ての被験者の開始姿勢を統一した。被験者の両上肢は体側に下げ、台に触れないようにした。被験者の両側大腿が床面から 25°前傾、両側下腿が床面に対し下ろした垂線から 25°前傾するよう台の高さを調節した。胸郭と骨盤は床面に対して垂直の姿勢を保持するよう指示した。また、終了時の立位姿勢を計測機器におけるゼロ値に設定した。台の高さではなく開始姿勢を統一した理由は、本研究の目的が脳卒中患者の動作方略を明らかにすることであり、被験者の身体形状による影響を排除するためである。計測後、三次元動作解析装置による健常成人の開始時平均(標準偏差)関節角度は、胸郭 4.08 (5.90)°、骨盤 4.33 (6.57)°、大腿 27.67 (2.73)°、下腿 26.74 (3.16)°であった。上記の通り、急性期脳卒中患者の開始姿勢も標準化しようと試みたが、胸郭については運動障害によって困難だった。慣性センサによる急性期脳卒中患者の開始時平均(標準偏差)関節角度は、胸郭 10.09 (4.49)°、骨盤 1.78 (2.59)°

であった。骨盤については、健常成人同様床面に対して垂直に近かった。しかし、胸郭については健常成人よりも前傾していた。

### 3.3.2.3 計測

運動学データの取得のために、本研究では慣性センサを用いた。本研究で使用した慣性センサの仕様は、3.2 項「慣性センサの計測妥当性検証」と同様、製品番号 OE-WS0905 (Oisaka Electronics Device Ltd., Hiroshima, Japan) である。当該機器は、3 軸ジャイロスコープ、3 軸加速度計、3 軸地磁気計から構成される。各測定範囲は、加速度計が 16 G ( $16 \times 9.80665 \text{ m/s}^2$ )、ジャイロスコープが 1500 °/s、地磁気計が 8 G ( $8 \times 9.80665 \text{ m/s}^2$ ) である。センサのサイズは 40 × 30 × 20 mm であり、重量は 30g である。各センサは身体 6 部位 (胸郭と骨盤、左右の大腿と下腿) に貼付した (図 22)。各センサはワイヤレスで操作し、サンプリングレート 100Hz でデータ取得した。その後、Oisaka Electronics Device 社の提供する姿勢推定アプリケーション LP-WSAP03 を使用し、絶対座標系における各センサの回転行列を取得した。この姿勢推定アプリケーションの利用している姿勢推定アルゴリズムは先行研究に詳述されている (Madgwick et al., 2011)。各回転行列から各体節角度への変換およびリンクモデルの作成には数値解析ソフトウェア MATLAB (MathWorks Inc., Massachusetts, USA) のカスタムプログラムを使用した。

健常成人については三次元動作解析装置も同時に使用し、計測した。本研究で使用した三次元動作解析装置の仕様は、3.2 項「慣性センサの計測妥当性検証」と同様、Vicon (Vicon Motion Systems Inc., Oxford, UK) である。二機器で同時計測をした目的は、慣性センサとの誤差を検

証するためである。計測者は被験者の身体 39 標点（左右の前頭部、後頭部、肩峰、上腕外側、肘関節外側、前腕外側、尺骨茎状突起、橈骨茎状突起、第 2 中手骨頭、上前腸骨棘、後上腸骨棘、大腿外側、膝関節外側、下腿外側、外果、第 2 中足骨頭、踵骨と第 7 頸椎棘突起、胸骨柄、剣状突起、右肩甲骨、第 10 胸椎棘突起）に赤外線反射マーカを貼付し、これを周囲の赤外線カメラによりサンプリングレート 100Hz で撮影した。得られた各マーカの変位情報はデジタル化しパソコンへ収録した。赤外線反射マーカの変位情報は、Vicon motion system 社が提供する全身剛体リンクモデルである Plug-In Gait full body model の構築に用いた（“VICON,” 2019）（図 3）。このモデルは 15 体節（頭・胸郭・骨盤と、左右の足・下腿・大腿・手・前腕・上腕）より構成される。そして、当該関節を構成する 2 体節について、固定した近位体節座標に対し運動する遠位体節座標を用いて関節角度を求めるオイラー法に則って 7 関節の角度（腰関節と左右の股関節・膝関節・足関節）を算出した。なお、全ての関節について、該当関節をまたぐ遠位体節の近位端位置をリンク部とみなしてモデル化した。また、全ての関節は体節座標系上での 3 次元すなわち 3 自由度の運動を許容して計算した

全ての計測データは、立ち上がり動作区間のみ抽出した。動作開始はいずれかの関節角速度が連続的に変化を開始した時点、動作終了はいずれかの関節角速度が 0 rad/s に収束した時点とした（Hanawa et al., 2017）。なお、動作に特徴的な運動学的相について、離殿時点は、大腿の関節角速度が連続的に変化を開始した時点として同定した。離殿時点の定義が前章と異なるのは、急性期脳卒中患者の計測において座面に床反力計を敷設できなかつたためだが、同様の定義を用いた先行研究も存在する（Anan, Ibara, Kito, & Shinkoda, 2012）。

計測後、健常成人の胸郭角度を、三次元動作解析装置と慣性センサ間で比較した。Pearson の積率相関係数の平均値（標準偏差）は、矢状面 0.94（0.12）、前額面 0.34（0.46）、水平面 0.23（0.36）であった。そのため、以降の解析には矢状面データのみを含めた。この結果は先行研究でも同様であり(Bolink et al., 2016, 2012)、立ち上がり動作は矢状面の運動がほとんどで前額面や水平面上の運動は三次元動作解析装置においても計測誤差が大きいとされる。



図 22. 慣性センサの貼付部位（急性期脳卒中患者，塗りつぶし部）

#### 3.3.2.4 力学的エネルギー

本研究では、体節角度だけでなく（6-8）式に則って各体節の力学的エネルギーも算出した。該当体節の各瞬間における力学的エネルギー（ $E_M$ ）を、位置エネルギー（ $E_P$ ）と運動エネルギー（ $E_K$ ）に分解し算出した。体節の質量中心位置や慣性モーメントは先行研究に則った(Kodama & Watanabe, 2016)。

ここで、本章における力学的エネルギー算出の位置づけについて述べる。2章「慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴」では、力学的仕事量と言う物理量を筋活動に関連する力学的エネルギー消費量の指標として用いた。力学的仕事量は、力学的エネルギーが別の形態へ変化した量として定義されるが、その算出方法は物体に作用する力と変位の内積である((3-5)式)。関節レベルで考えると、ヒトの関節は構造上回転運動がほとんどであり、関節中心周りに作用する回転力(関節モーメント)の算出が必要になる。関節モーメントの算出には、足に作用する床反力を基に、遠位関節から近位関節へと運動方程式を解いていく逆動力学計算が必要となる。本章のように床反力を計測しない場合は算出出来ない。しかし、力学的エネルギーは、物体の位置エネルギーと運動エネルギーの和としても定義できる((6-8)式)。位置エネルギーと運動エネルギーの算出過程には力と言う変数が含まれず、体節の運動を計測できれば算出可能である。一点留意すべきは、体節における位置エネルギーと運動エネルギーが体節質量中心の並進運動と体節質量中心周りの回転運動について解いており、関節レベルで考慮困難な点である。2章「慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴」のように、関節をまたぐ筋活動に関連する力学的エネルギー消費量や、当該関節をまたぐ2体節間の力学的エネルギー伝達量を直接算出できない。

そこで、本章では関節をまたぐ筋活動に関連する力学的エネルギー伝達量を検証するために、力学的エネルギー算出の過程に必要な位置エネルギーと運動エネルギーの差分を取った(Latash & Zatsiorsky, 2015)。これにより、重力に伴う高さ変化によって生じた位置エネルギー変化が運動エネルギー変化に直結しているか(筋活動による増減が無い)を

胸郭において検証可能である。これは、2 章同様離殿までの高さ変化のほとんどが胸郭を担うため可能となる。次項で詳述する。

### 3.3.2.5 解析

まず、立ち上がり動作の一般的指標を算出した。具体的には、動作時間、離殿までの胸郭と骨盤角変位量である。これらの指標を算出した理由は、力学的エネルギーに関与するためである。

次に、運動学と力学的エネルギーについて以下の指標を算出した。

(1)  $E_p - E_{k\_thorax}$ : 胸郭における離殿までの位置エネルギー変化と運動エネルギー変化の差分。

(2)  $E_{k\_pelvis}$ : 骨盤における離殿までの運動エネルギー変化量。

(3)  $r_{thorax\_pelvis}$ : 胸郭と骨盤角速度の離殿までの Pearson の積率相関係数。

これらの指標について、群間に対応の無い t 検定を行った。有意水準は  $p = 0.01$  とした。

本研究では、胸郭前傾に対する拮抗筋（腰背筋）が位置エネルギーから運動エネルギーへの変化を阻害した量と、この腰背筋活動も含めて骨盤が得た運動エネルギーを算出することで、腰関節をまたぐ 2 体節間の力学的エネルギー伝達量を間接的に検証した。また、この力学的エネルギー伝達量は、2 章「慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴」で述べた通り、当該関節をまたぐ 2 体節の角速度が同期する（等尺性収縮）で最大化する（(4) 式）。そのため、胸郭と骨盤角速度の時間曲線について Pearson の積率相関係数を算出することで、2 体節間の力学的エネルギー伝達効率を検証した。

なお、位置エネルギーと運動エネルギーは共に体重で除することで正

規化した。位置エネルギーの算出式には被験者の体節質量中心位置が含まれており、正規化のために身長で除する研究も存在する。しかし、本研究は位置エネルギーと運動エネルギーとの差分に着目しているため、両パラメータとも体重のみで除した。

### 3.3.3 結果

一般的パラメータの結果を表 10 に示す。動作時間は急性期脳卒中患者の方が健常成人よりも長かった ( $p < 0.001$ )。胸郭角変位量について、急性期脳卒中患者の方が健常成人よりも大きかった ( $p < 0.001$ )。骨盤角変位量は、群間で有意差が無かった。

力学的エネルギーに関連する指標の結果を表 11 に示す。 $E_p - E_{k\_thorax}$  は急性期脳卒中患者の方が健常成人よりも大きかった ( $p < 0.001$ )。対照的に、 $E_{k\_pelvis}$  は急性期脳卒中患者の方が健常成人よりも小さかった ( $p < 0.001$ )。

図 23 は各群の代表例における各体節の位置エネルギーの時間曲線である。胸郭と骨盤のみ、位置エネルギーの時間曲線を群内平均で示した (図 24)。本研究の焦点は離殿時点にあるため、離殿時点を総動作時間の 50%として正規化してある (以下同様)。急性期脳卒中患者、健常成人とも位置エネルギーは離殿時間で最低値を示した。なお、胸郭の位置エネルギーは急性期脳卒中患者でより大きかったのに対し、骨盤の位置エネルギーは急性期脳卒中患者でより小さかった。これは、開始姿勢における胸郭角度が、脳卒中患者でより前傾していたためである。

図 25 は各群の代表例における各体節の運動エネルギーの時間曲線である。胸郭と骨盤のみ、運動エネルギーの時間曲線を群内平均で示した (図 26)。縦軸の値域が、急性期脳卒中患者では健常成人の 10 分の 1

である。

図 27 は各群の代表例における各体節の角速度の時間曲線である。胸郭と骨盤のみ、角速度の時間曲線を群内平均で示した（図 28）。健常成人では胸郭と骨盤の時間曲線が同期している。一方、急性期脳卒中患者ではその同期性が欠如している。

表 10. 一般的パラメータの結果

	健常成人	急性期脳卒中患者
動作時間 (秒) *	3.29 ( 0.83 )	6.11 ( 0.15 )
胸郭角変位量 (°) *	38.51 ( 6.97 )	87.86 ( 27.45 )
骨盤角変位量 (°)	22.38 ( 0.04 )	27.95 ( 6.40 )

\*  $p < 0.001$

表 11. 力学的エネルギーについての結果

	健常成人	急性期脳卒中患者
$E_p - E_{k\_thorax}$ (J/Kg)	0.22 ( 0.11 )	0.81 ( 0.21 )
$E_{k\_pelvis}$ (J/Kg)	0.05 ( 0.01 )	0.002 ( 0.002 )
$r_{thorax\_pelvis}$	0.95 ( 0.04 )	0.30 ( 0.37 )

\*  $p < 0.001$

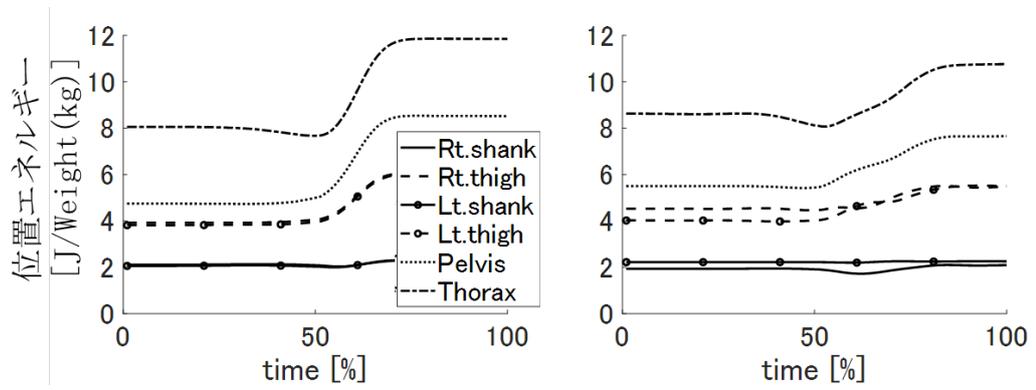


図 23. (左) 健常成人 (右) 急性期脳卒中患者の代表例における各体節の位置エネルギー

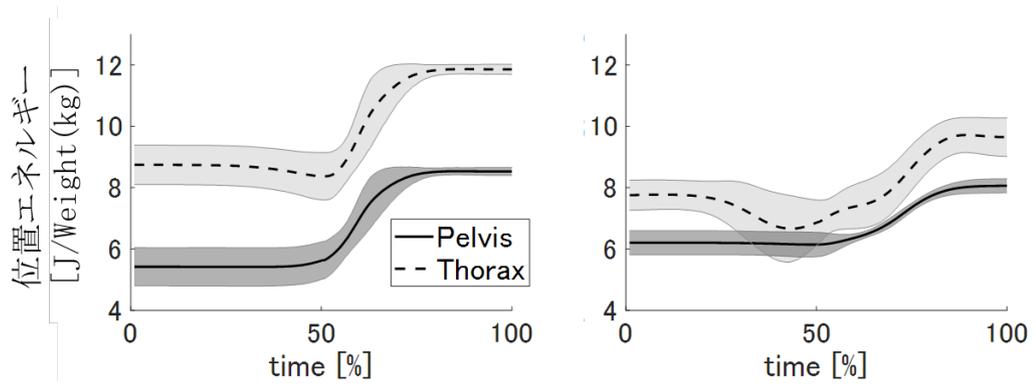


図 24. (左) 健常成人 (右) 急性期脳卒中患者における胸郭と骨盤の位置エネルギー (群内平均)

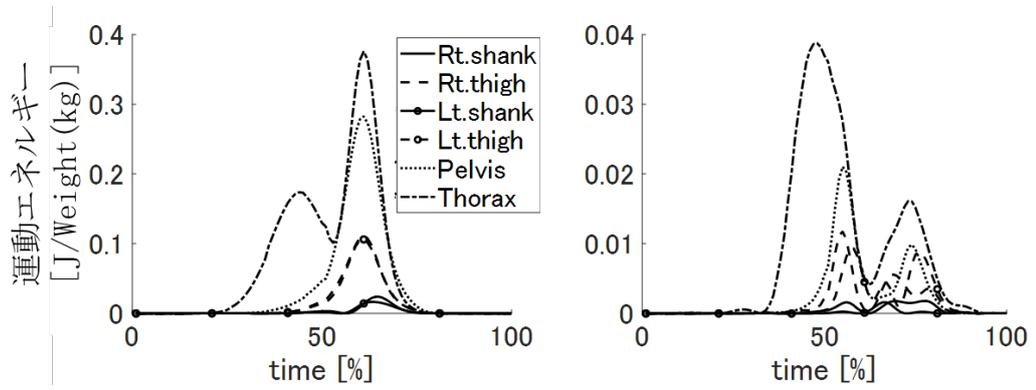


図 25. (左) 健常成人 (右) 急性期脳卒中患者の代表例における各  
体節の運動エネルギー

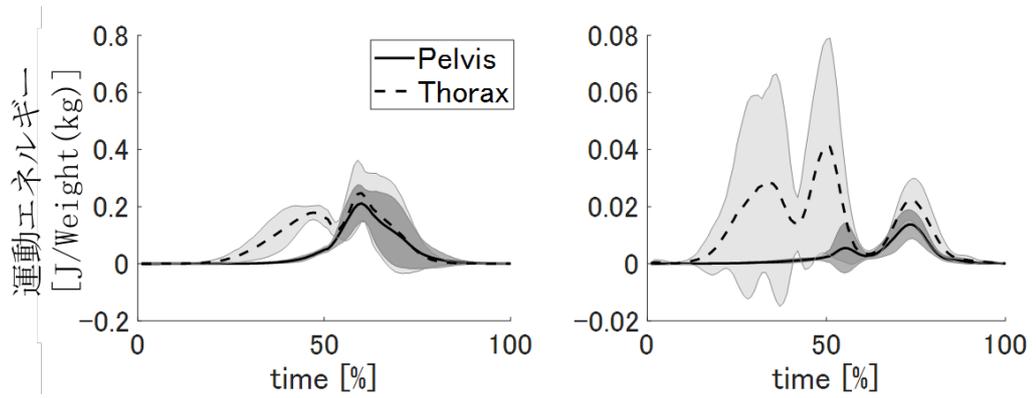


図 26. (左) 健常成人 (右) 急性期脳卒中患者における胸郭と骨盤  
の運動エネルギー (群内平均)

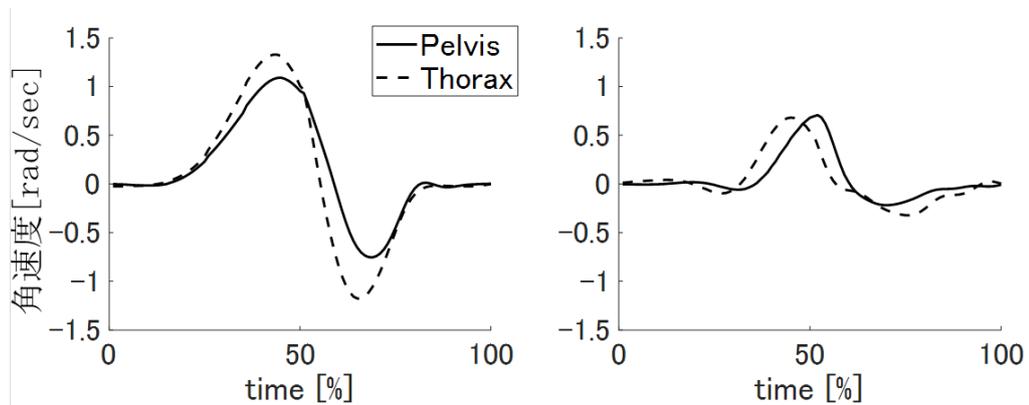


図 27. (左) 健常成人 (右) 急性期脳卒中患者の代表例における各体節の角速度

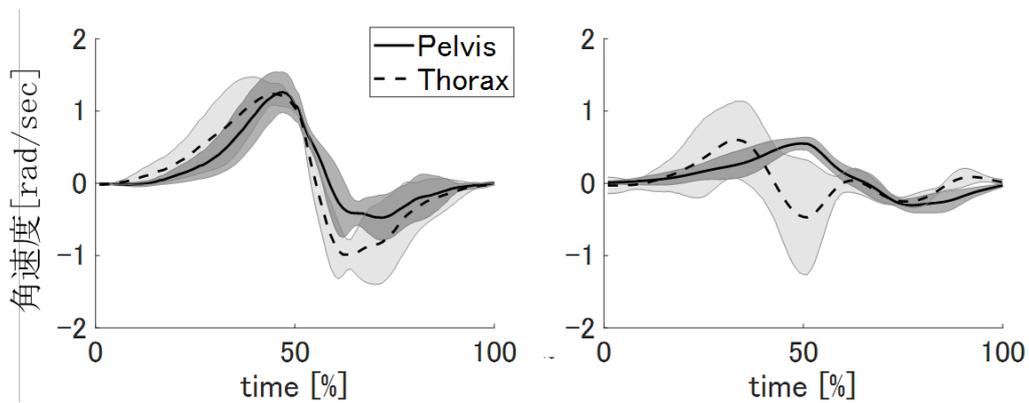


図 28. (左) 健常成人 (右) 急性期脳卒中患者における胸郭と骨盤の角速度 (群内平均)

### 3.3.4 考察

まず、急性期脳卒中患者の立ち上がり動作において、胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量が減少していることを本研究によって明らかにした。立ち上がり動作初動の体幹屈曲は受動倒立振り子のように見える。しかし、健常成人でも位置エネルギーと運動エネルギーは等変換さ

れなかった。すなわち、重力に伴う胸郭の高さ変化は、胸郭自身の加速度へ直接変化しなかった。この減速は、拮抗筋である腰背筋の収縮によってもたらされると考えられる。一方、腰背筋の収縮は骨盤の運動を導き、骨盤の運動エネルギーへ貢献する。この力学的エネルギー伝達量は、腰関節をまたぐ胸郭と骨盤の角速度が同期することで最大となる。急性期脳卒中患者も健常成人同様、位置エネルギーは運動エネルギーへ等変換されなかった。そして、急性期脳卒中患者は健常成人よりも胸郭が減速した。更に、急性期脳卒中患者の骨盤における運動エネルギー変化の平均値は健常成人の十分の一程度だった。これらの結果の一部は、腰背筋による胸郭減速が効果的に骨盤を加速しなかったためにもたらされたと考える。急性期脳卒中患者において喪失していた胸郭と骨盤角速度の同期性が、この考察を補強する。

次に、急性期脳卒中患者において力学的エネルギーの総量がより減少していた点に言及する。急性期脳卒中患者の開始姿勢における胸郭はより前傾していたため、開始時の位置エネルギーと動作中の運動エネルギーの両者が減少する可能性がある。動作中の運動学だけでなく開始姿勢も力学的エネルギーの総量に関与しており、いずれも脳卒中による運動障害に由来すると考えられる。しかし、急性期脳卒中患者の骨盤における運動エネルギー減少が、開始姿勢における胸郭前傾（すなわち、胸郭位置エネルギーの減少）だけに由来するものではないことも強調する。開始時における胸郭位置エネルギーが急性期脳卒中患者でより小さかったとは言え、離殿までの胸郭位置エネルギー変化と運動エネルギー変化の差分は急性期脳卒中患者でより大きかった。先述の通り、胸郭と骨盤角速度同期性の喪失がこれに一部影響していたと考えられる。加えて、立ち上がり動作における動作時間は急性期脳卒中患者でより長かった。

角変位量が大きかったとしても、十分な速度で運動しなければ運動エネルギーは得られない（(8)式、図 28 も参照）。急性期脳卒中患者はゆっくりと立ち上がったため、健常成人よりも運動エネルギーが減少していたと考えられる。

最後に、急性期脳卒中患者における力学的エネルギー伝達量および力学的エネルギーの総量が減少した重要性について述べる。骨盤の運動エネルギーは体重の十分の一以下だが、類似した群間差が有意とする先行研究が存在する(Shum, Crosbie, & Lee, 2009)。この先行研究では、健常成人と腰痛患者を比較している。健常成人における平均力学的エネルギー変化量が  $0.13 \text{ J/Weight(kg)}$  だったのに対し、患者群では  $0.17 \text{ J/Weight(kg)}$  だった。腰痛患者は一般的に、股関節の運動に伴う疼痛を抑制するために腰背筋活動を増加させる(Coghlin & McFadyen, 1994)。 $0.04 \text{ J/Weight(kg)}$  という群間差は、筋活動増加に関連する力学的エネルギー消費量増加を示していると考えられる。そのため、本研究で観察された  $0.048 \text{ J/Weight(kg)}$  という群間差も、先行研究同様臨床上有意な差と捉えられる。なお、脳卒中患者で立ち上がり動作時の力学的エネルギーについて検証している先行研究は存在しないが、歩行動作については存在する。この先行研究では三次元動作解析装置を用いて脳卒中患者と健常成人の力学的エネルギー消費量の差を算出し、 $0.08 \text{ J/Weight(kg)}$  であった。そして、この力学的エネルギー消費量の減少は歩行速度低下と相関しており、筆者は脳卒中患者の歩行リハビリテーションにとって力学的エネルギーは重要な指標と結論している。しかし、この研究の脳卒中患者は慢性期である点に留意されたい。急性期脳卒中患者は運動障害によって歩行動作が困難なことが多い。本研究は歩行動作に先立つ立ち上がり動作について、特に急性期の脳卒中患者において、力学的エネルギー

ギー伝達効率や伝達量の減少を明らかにした点で重要である。本研究は、歩行困難な運動障害を抱えた急性期脳卒中患者における定量的な指標として立ち上がり動作時の力学的エネルギーが有用な可能性を示した。加えて、先行研究で用いている動作計測機器はほとんどが三次元動作解析装置である。本研究で用いた慣性センサは、計測空間の狭さに制限されず計測可能である。そのため、急性期患者のような研究室に招聘困難な対象でも計測できる、小さなクリニックでの計測システム構築に基礎データを提供できた。

しかし、本研究にはいくつか手法的な制限がある。まず、本研究で設定した対照群の年齢は、急性期脳卒中患者よりも若い。年齢に伴って運動機能が衰える傾向にあるため、健常高齢者であっても若齢者とは異なる運動方略をとる可能性はある。しかし、動作時間や体節角速度を含んで検証した先行研究を参照すると、若齢者と高齢者で有意差は存在していない(Ikeda, Schenkman, Riley, & Hodge, 1991; Pai, Naughton, Chang, & Rogers, 1994)。具体的に本研究の対照群である若齢者の動作時間平均値(標準偏差)は3.18(0.40)秒だが、これは先行研究における高齢者の2.13(0.36)秒よりも遅い。先行研究で加齢による差異が見出されたのは、離殿後のパラメータである(Pai et al., 1994)。そのため、この差異は離殿までには直接関与しないと考えられる。なお、高齢者の立ち上がり動作を慣性センサで計測した結果を補足資料「高齢者と急性期脳卒中患者の力学的特徴の比較」に示した。高齢者と急性期脳卒中患者を比較した場合と、若齢者と急性期脳卒中患者を比較した場合とで、有意差が存在した力学的パラメータは同一であった。

他の手法上の制限として、本研究対象とした急性期脳卒中患者は、自立して立ち上がり動作可能であった。今後は、より重症例や失敗した立

ち上がり動作も含めて検証が必要である。

加えて、2章「慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴」と比較するためには計測機器の相違が研究限界になる。前章で用いた三次元動作解析装置とは異なり、本章では慣性センサを用いた。3.2項「慣性センサの計測妥当性検証」の検証結果より、胸郭角度のピーク値については三次元動作解析装置と慣性センサとの間で誤差が存在する。位置エネルギーの算出式には体節質量中心位置が含まれており、計測機器間の胸郭角度誤差は位置エネルギー計算の妥当性に関わる。しかし、本研究では慣性センサの計測結果に対する補正は行わなかった。これは、本研究が健常成人と急性期脳卒中患者間での上記パラメータの差異に焦点を当てており、位置エネルギーの絶対量には言及しなかったためである。胸郭角度が大きい場合この誤差は固定誤差であり、常に慣性センサ側の結果が過小になると言う特徴を有する。そのため、慣性センサでも急性期脳卒中患者で胸郭角度変化がより大きかったと言う結果は覆されず、従って位置エネルギーと運動エネルギーの差分も大きかったと考えられる。そのため、両機器間の誤差は、本研究における考察を覆すことはないと考えられる。

本論文の一連の研究に一貫した研究限界については、4章「総合的考察」に記載する。

### 3.4 急性期脳卒中患者における動作間の筋シナジー変化

#### 3.4.1 概要

本項では、筋シナジーと言う指標を用いて下肢共同筋間の活動比を定量化し、これが健常成人と急性期脳卒中患者間、また、動作課題間で如何に異なるかを示す。2章「慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作

時の力学的エネルギーと筋活動の特徴」では、慢性期脳卒中患者の立ち上がり動作の離殿までにおける力学的特徴として、下肢の運動障害を体幹で補償したものと推察した。また、伸展相においては一方 3.3 項「急性期脳卒中患者における胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率および伝達量の喪失」で、急性期脳卒中患者ではこの体幹による下肢運動障害への補償関係が確立していないことを明らかにした。本項では更に、急性期脳卒中患者は体幹による下肢運動障害への補償関係が成立していても、下肢共同筋間の活動を編成することで運動障害を補償している可能性について検証した。

### 3.4.2 方法

#### 3.4.2.1 対象

4名の急性期脳卒中患者と4名の健常成人を対象とした。被験者の基本属性を表 12 に示す。急性期脳卒中患者の取り込み基準は、初回脳梗塞あるいは脳出血例、発症後 2 週以内の症例、半身の運動障害を有する症例、補助具を用いて立ち上がり動作が可能な症例とした。除外基準は、脳卒中以外に動作へ影響する神経学的・整形外科的・内科的疾患を有する症例、実験手順を理解困難な認知機能低下を有する症例とした。

運動障害の重症度によって急性期脳卒中患者をサブグループ化した。運動障害の重症度は Brunnstrom recovery stage 下肢スコアを用い、1 か 2 点を重症 (n = 1)、3 か 4 点を中等症 (n = 2)、5 か 6 点を軽症 (n = 1) とした(Brunnstrom, 1966)。なお、2 章「慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴」で用いた Fugl-Meyer assessment lower extremity ではなく Brunnstrom recovery stage を用いた理由は、Fugl-Meyer assessment lower

extremity がより包括的な評価で反射や協調性の項目を含むぶん急性期の段階では行えない評価項目も存在し、急性期の臨床では利用頻度に劣るためである。

全ての被験者に対し、計測者が口頭と文書で十分な説明を行い、口頭での同意後に同意書への署名を得た。また、計測機関における研究倫理審査委員会の承認を得た後、実施した(承認番号: 29502)。

表 12. 被験者の基本属性

	急性期脳卒中患者	健常成人
年齢(歳)	62.25 (11.03)	26 (2.31)
性別(女性/男性)	1/3	0/4
発症後期間(日)	7 (2.31)	
Brunnstrom stage (I /IV /V)	1/2/1	

### 3.4.2.2 課題

全ての被験者はまず、背臥位での6方向への等尺性収縮課題を行った。具体的な方向は、膝関節屈曲位からの膝関節屈曲・伸展、足関節背屈・底屈、股関節伸展位からの股関節屈曲・伸展である。

その後、全ての被験者が立ち上がり動作を行った。開始姿勢は、被験者の両側大腿が床面と平行になるよう台の高さを調節した。なお、本研究では体幹の姿勢や足の配置を規定していない。また、手すりの使用も問わなかった。これは、本研究が被験者間の運動学的類似性ではなく、被験者内における動作間の筋活動類似性に着目したためである。全ての被験者に対し「普段通り立ち上がってください」と指示し、立ち上がり動作を複数回行うよう試みた。しかし、重症急性期脳卒中患者は立ち上

がり動作を 1 回しか遂行できなかつたため、各被験者安定して遂行できた 1 回の試行について以降の解析に含めた。

#### 3.4.2.3 計測機器

計測機器として、表面筋電図計 (Oisaka Electronics Device Ltd., Hiroshima, Japan) を使用した。表面筋電図計の計測筋について、健康成人は左側、急性期脳卒中患者は麻痺側下肢 7 筋 (大殿筋、大腿二頭筋長頭、大腿直筋、外側広筋、前脛骨筋、腓腹筋内側頭、ヒラメ筋) とし、電極を貼付した。各筋の筋電位測定部位については、生物医学・研究に関するヨーロッパの共同活動 (BIOMED II) により標準化された、表面筋電図による筋の非侵襲的評価 (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles: SENIAM) 基準に従った。筋電位情報はサンプリングレート 1000Hz で記録、デジタル化しパソコンへ収録した

#### 3.4.2.4 解析

表面筋電図データの処理は先行研究に則った (Hanawa et al., 2017)。まず、各筋で平均値を減算することで基線をゼロ値に合わせた。その後、動作による電極の揺れや皮膚変位の影響を除去するために、当該データを 4 次の位相ずれなしバンドパス・バターワースフィルター (20 -500Hz) にかけた。このデータを整流化し、更に 4 次の位相ずれなしローパス・バターワースフィルター (10 Hz) にかけることで平滑化した。

各課題の表面筋電図データに対し、筋シナジーを抽出するために非負値行列因子分解を適用した (筋シナジーについては 1.4 項「正常な動作パターンとその起源」を参照のこと)。この手法は、表面筋電図データ ( $M$ )

を筋シナジীর 2 成分に分解する。一方の成分は空間成分 ( $W$ 、筋シナジীর内の筋間活動比)、もう一方は時間成分 ( $H$ 、各筋シナジীরの時間曲線) である。

$$M \cong WH \quad (9)$$

なお、 $\cong$  は近似を表す数学記号であるが、左辺と右辺が場合によっては等しくなると言う意味を含んでいる。非負値行列因子分解は、 $W$  と  $H$  を非負値に拘束した上で、 $M$  と  $W \cdot H$  間の 2 乗距離  $D(M, W \cdot H)$  が最小化するような  $W$  と  $H$  の値を求める探索的なアルゴリズムである。最小化すべき目的関数は(10)式に表され、最適化のための補助関数は、(11)、(12)式に表される。

$$D(M, W \cdot H) = \sum \sqrt{(M - \sum WH)^2} \quad (10)$$

$$W^T WH = W^T M \quad (11)$$

$$HH^T W^T = HM^T \quad (12)$$

ここで、 $W^T$  は  $W$  の転置行列 (対角線で成分を折り返した行列) であり、同様に  $H^T$  と  $M^T$  はそれぞれ  $H$  と  $M$  の転置行列である。初期条件としてランダムに与えられた  $W$  に対し、(11)式を  $H$  について解き、得られた  $H$  を用いて(12)式から  $W$  を算出することを繰り返し、 $W$  と  $H$  が最適化される。この時、ランダムに与えた  $W$  の値によって最適化の局所解が異なってしまうため、本研究では 100 回ランダムに  $W$  を与え、最も  $D(M|W \cdot H)$  が最小化した値を用いた。

抽出する筋シナジীরの数については、先行研究に則って(Clark et al., 2010; Ting, 2010)、分散の保証可能度  $VAF$  (variability accounted for) を基準とした。

$$VAF = 1 - (EMG_o - EMG_r)^2 / EMG_o^2 \quad (13)$$

ここで、 $EMG_o$  はオリジナルデータの加算値であり、 $EMG_r$  は筋シナ

ジーとその活動タイミングの積により再構成されたデータの加算値である。これらの 2 乗誤差が、オリジナルデータの 2 乗値に占める割合を求めた。1 つから 7 つに指定して筋シナジーを抽出し、それぞれについて *VAF* を算出、これが 90%以上となるか、筋シナジー数を増やしても 5%より増えない最低の筋シナジー数を採用した。

抽出した全被験者の課題ごとの筋シナジーについて、被験者間類似性を検証するために階層クラスタ解析 (Ward 法) を行った。

解析には数値解析ソフトウェア MATLAB (MathWorks Inc.、Massachusetts、USA) のカスタムプログラムを使用した。

#### 3.4.2.5 統計学的比較

クラスタ内における筋シナジーの類似性を検証するため、クラスタ内の全筋シナジーの組み合わせについて *Uncentered Pearson* 相関係数を算出した (Hanawa et al., 2017)。相関係数 0.7 以上を強い相関、0.4 から 0.69 を中等度の相関、0.39 以下を弱い相関とした (Streiner & Norman, 2014)。

#### 3.4.3 結果

重度運動障害患者 1 名を除き、全ての被験者が 6 方向等尺性収縮課題を達成した。各被験者は、6 方向等尺性収縮課題を 4 つの筋シナジーで達成した。クラスタ解析の結果、各筋シナジーは同一クラスタに含まれた (図 29)。急性期脳卒中患者のうち 1 名は 6 方向等尺性収縮課題のうち 1 方向しか達成できなかった。達成した方向は、膝関節屈曲位からの膝関節伸展方向である。この時、大殿筋と大腿二頭筋、前脛骨筋を除いた全ての筋が同時に働いたため、抽出された筋シナジーは 1 つだった。

この筋シナジーは、別の被験者で構成されているクラスタに含まれた(図 29 最下段のクラスタ)。図 29 の各クラスタ内相関係数の平均値(標準偏差)は、最上段が 0.93 (0.04)、上から 2 段目が 0.91 (0.05)、3 段目が 0.86 (0.11)、最下段が 0.86 (0.08) だった。

全ての被験者が立ち上がり動作に成功した。重度運動障害患者以外の被験者で、筋シナジーは 3 つだった(図 30)。重症運動障害患者では筋シナジーが 2 つだった。この 2 つの筋シナジーのうち 1 つは大殿筋と大腿二頭筋、前脛骨筋を除いた全ての筋が同時に収縮し、6 方向等尺性収縮課題と同様の空間成分となった。また、中等度運動障害患者は健常成人同様 3 つの筋シナジーが抽出されたが、うち 1 つは空間成分が異なり、伸展相での大殿筋活動が消失し大腿二頭筋活動が大きかった。軽症運動障害患者は筋シナジーの数、空間成分とも健常成人と同様だった。

以上の空間成分の特異性から、中等度・重症運動障害患者の筋シナジーは健常成人と軽症運動障害患者とは別のクラスタに分類された(図 30、上から 2 段目のクラスタ)。このクラスタ内相関係数の平均値(標準偏差)は 0.84 (0.05) だった。なお、これと対応する健常成人と軽症運動障害患者は図 30 上から 3 段目のクラスタであり、クラスタ内相関係数の平均値(標準偏差)は 0.92 (0.06) だった。その他の離殿までに活動する筋シナジーは、全ての被験者で同一クラスタを形成した(図 30 最上段および最下段のクラスタ)。クラスタ内相関係数の平均値(標準偏差)は、最上段のクラスタが 0.86 (0.10)、最下段が 0.83 (0.10) だった。

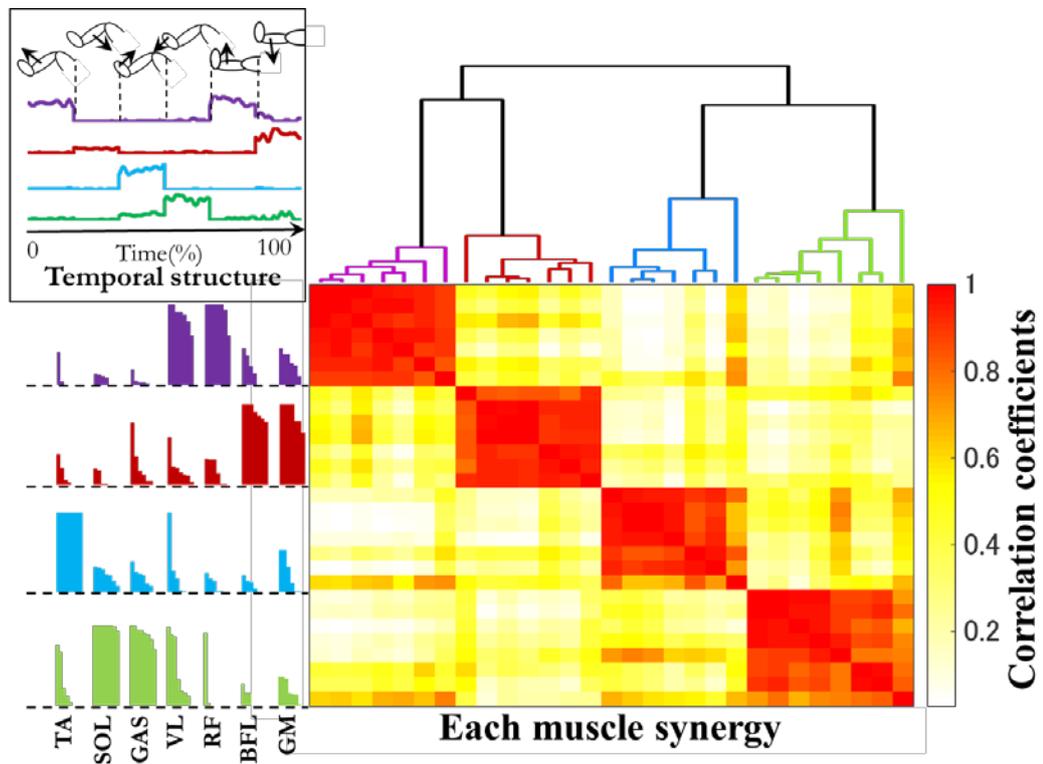


図 29.6 方向等尺性収縮課題における筋シナジーとクラスタ、(左下) クラスタ内空間構造、(左上) 時間構造の代表例、TA : 前脛骨筋、SOL : ヒラメ筋、GAS : 腓腹筋内側頭、VL : 外側広筋、RF : 大腿直筋、BFL : 大腿二頭筋長頭、GM : 大殿筋

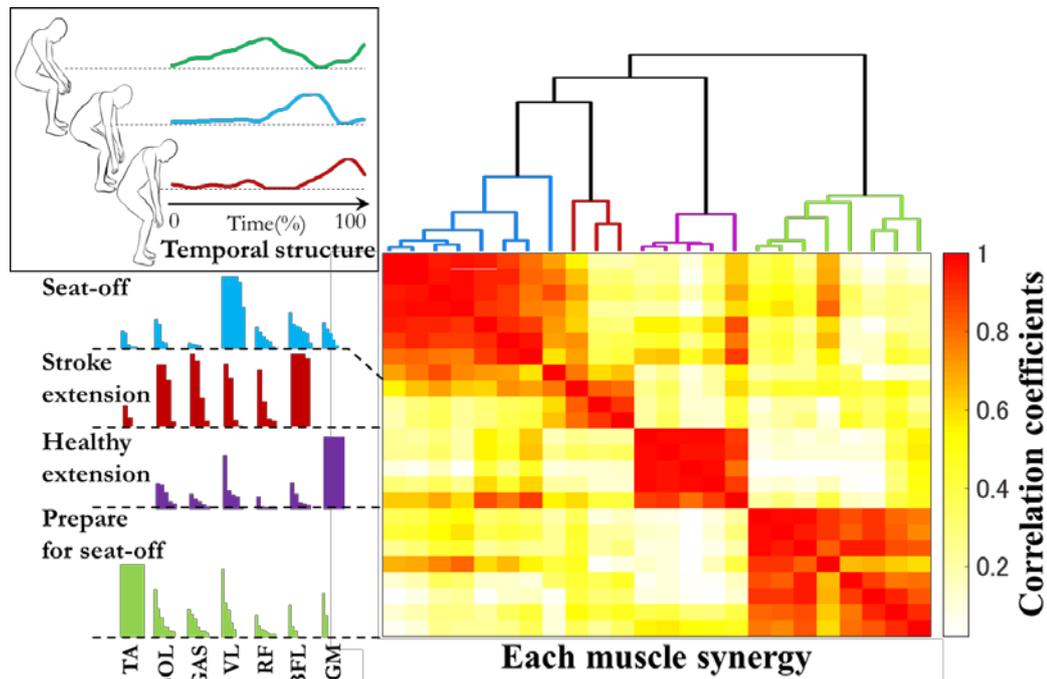


図 30. 立ち上がり動作における筋シナジーとクラスタ、(左下) クラスタ内空間構造、(左上) 時間構造の代表例、TA：前脛骨筋、SOL：ヒラメ筋、GAS：腓腹筋内側頭、VL：外側広筋、RF：大腿直筋、BFL：大腿二頭筋長頭、GM：大殿筋

#### 3.4.4 考察

本研究結果から、重度運動障害患者の立ち上がり動作における異常筋シナジーが明らかになった。また、この異常筋シナジーの一部は課題間で柔軟に変化することが明らかになった。

まず、重度運動障害患者では、両課題における筋シナジーの数が健常成人より少なかった。そして、これら筋シナジーのうち1つは、両課題で空間構造が類似していた。これらの結果は、重度運動障害患者が疾患特異的で課題に共通した異常筋シナジーを有していたことを示唆する。脳卒中患者の立ち上がり動作について検証した先行研究では、このよう

な異常筋シナジーは存在していない(Yang et al., 2017)。しかし、この研究は慢性期の軽度運動障害患者のみ対象にしている。本研究は急性期の重度運動障害患者まで含めて検証したことで、新たな知見を提供できた。重度運動障害患者における異常筋シナジーは、歩行動作での先行研究の知見と類似している(Allen, Kautz, & Neptune, 2013; Bowden et al., 2010)。

次に、疾患特異的な筋シナジーが存在していたとはいえ、重度運動障害患者は6方向等尺性収縮課題から立ち上がり動作で筋シナジーの数が2つに増加していた。そして、2つの筋シナジーのうち1つは、他の患者の筋シナジーと同一クラスタに含まれた(図30、最下段のクラスタ)。この結果は、筋シナジーの課題依存的変化を示唆している。このような筋シナジーの変容は、運動野における使用依存的変化にもつながる可能性がある(Nudo, Plautz, & Frost, 2001)。特に、運動野における変化は発症後早期ほど良好なため(Swayne, Rothwell, Ward, & Greenwood, 2008)、本研究では急性期脳卒中患者のリハビリテーションに肯定的な結果を提示出来たと考える。

最後に、中等度運動障害患者の立ち上がり動作では、伸展相における大腿二頭筋活動の増強と、対照的な大殿筋活動の消失を観察した(図30、上から2段目のクラスタ)。等尺性収縮課題において、彼らは健常成人と類似した筋シナジーのクラスタに含まれた。そのため、彼らも立ち上がり動作に対して筋シナジーを変化させたと捉えられる。しかし、この変化は、健常成人とは異なる成分への変化だった。伸展相における大腿二頭筋の活動は、股関節と膝関節の伸展に貢献するため(Roebroeck, Doorenbosch, Harlaar, Jacobs, & Lankhorst, 1994)、中等度運動障害患者は、下肢伸展筋の弱化を大腿二頭筋活動により代償した可能性がある。

筋シナジーは、中枢神経系の変化のみを考慮すべきではなく、重力環境に対応する筋骨格系の機械的性質を含めてより大きな文脈で議論すべきと言える。これは、先行研究でも議論されている(Bizzi & Cheung, 2013; Tresch & Jarc, 2009)。動作を達成するためのこのような筋シナジーの異常は、動作の反復に伴って定着する可能性がある。異常筋シナジーを予防するために、適切な運動療法が必要であろう。

しかし、本研究には手法的な限界があり、運動療法の特異的効果には言及できない。本研究は縦断研究ではなく、脳卒中患者の異常筋シナジーが運動療法によってどのように変化するか検証していない。加えて、Brunnstrom recovery stage による運動障害の区分が同一でも、異なる筋シナジーを呈する可能性があるため、より多数例への検証が必要である。

本論文の一連の研究に一貫した研究限界については、4 章「総合的考察」に記載する。

#### 4章 総合的考察

本論文は慢性期および急性期脳卒中患者の立ち上がり動作における力学的特徴を明らかにし、運動障害による立ち上がり動作の障害特徴と補償関係に迫った。

2章では、「慢性期脳卒中患者における立ち上がり動作時の力学的エネルギーと筋活動の特徴」を明らかにした。特に離殿までの力学的特徴として、(1) 胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率の維持と、(2) 胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量増大を挙げた。この基礎メカニズムとして、慢性期脳卒中患者でより大きな胸郭前傾に骨盤を追従させる、より大きな腰背筋活動の存在が示唆された。また、この特徴は下肢の運動障害が重度なほど顕著であり、より運動障害が軽微な体幹による補償関係ではないかと考察した。しかし、慢性期脳卒中患者の動作特徴を明らかにしただけでは、これが単に運動障害の特徴を反映しているのか、あるいは運動障害に対する補償関係を反映しているのかは結論できない。

そこで、3章では急性期脳卒中患者について検証した。3.3項では、まだ運動障害に対して適応していないと考えられる急性期脳卒中患者の立ち上がり動作における力学的特徴を示すことで、体幹による補償に対する考察を補強した。急性期脳卒中患者の特徴として、(1) 胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量の減少と、(2) 骨盤における運動エネルギーの減少が明らかになった。急性期脳卒中患者は開始姿勢から胸郭が前傾し、動作中も胸郭と骨盤の角速度同期性が欠如し、骨盤角速度が減少した。慢性期・急性期脳卒中患者共に胸郭の前傾は大きくとも、急性期脳卒中患者では腰背筋活動の異常により骨盤が胸郭に同期して追従でき

ず、十分に運動エネルギーを得られなかったと考えられる。つまり、急性期脳卒中患者では、慢性期脳卒中患者で観察されたような体幹による下肢運動障害への補償関係が成立していないことが明らかになった。なお、2章の慢性期脳卒中患者と3.3項の急性期脳卒中患者はいずれも中等度運動障害患者を多く含んでいる。更に、慢性期脳卒中患者のみ重度運動障害患者を含んでいる。急性期脳卒中患者でより運動障害が重度だったため体幹による補償が困難だったという可能性は棄却できる。

ただし、急性期脳卒中患者は体幹から下肢への補償関係が崩壊しても、下肢内共同筋間の活動比を編成することで動作を達成出来る可能性がある。そこで、筋シナジーと言う指標を用いて下肢共同筋間の活動比を定量化し、これが健常成人と急性期脳卒中患者間、また、動作課題間で如何に異なるか、3.4項で検証した。結果、脳卒中患者では課題間で筋シナジーの編成が一部行われていることが明らかになった。重度運動障害患者は離殿までに健常成人と類似した筋シナジーを新たに動員することができた。一方、重度・中等度運動障害患者とも立ち上がり動作伸展相で健常成人と異なる筋シナジーへ編成した。重度運動障害患者では下肢筋全般の活動比が高くなり、中等度運動障害患者では共に股関節伸筋である大殿筋活動比の減少と大腿二頭筋活動比の増大を認めた。中等度運動障害患者は、動作達成のため共同筋が補償するよう筋シナジーを編成した可能性がある。これらの結果により、急性期脳卒中患者は体幹から下肢への補償関係が崩壊しても、下肢内共同筋間の活動比を編成することで動作を達成出来たことが示唆された。2章と3.3項で言及した下肢に対する体幹の補償関係と同様、3.4項では下肢内の共同筋による補償関係が示唆され、脳卒中患者の立ち上がり動作における特徴の重要な側面と考えられる。特に、2章での慢性期脳卒中患者における伸展相の筋活

動増大と力学的エネルギー消費量増大に準じた結果が 3.4 項の急性期脳卒中患者でも観察されたことから、急性期から慢性期に一貫して下肢内共同筋の活動比増大が運動障害を補償し、結果として力学的エネルギー消費量を増大させたことが示唆された。

本論文は脳卒中患者の立ち上がり動作における特徴を明らかにし、その一部は運動障害に対する補償関係を反映していることも明らかにした。これら運動障害の影響と補償関係を具体化したことで、急性期・回復期脳卒中患者の運動障害を徒手や装具で補償し回復を促す運動療法の効果検証や、慢性期脳卒中患者の運動障害を徒手や装具で補償し日常生活においてよりエネルギー消費量を抑える介助方法の効果検証にとって有用な知見となったと考える。例えば、胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率には両体節の角速度が同期することで最大化する。そのため、運動療法や介助機器を適用後に胸郭－骨盤間角速度の同期性を検証することでその効果測定になり得る。また、慢性期脳卒中患者では離殿までに大きく前傾した胸郭に対し腰背筋が収縮することで骨盤が追従し、胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量が大きくなった。この力学的エネルギー伝達量を補助するために、胸郭－骨盤間を装具で固定すれば腰背筋の収縮による過剰な力学的エネルギー伝達を抑制できる可能性がある。あるいは、これが下肢の運動障害に対する補償であるという考察から、離殿時点の膝関節伸展モーメントを補助する（膝関節の過屈曲を防止する）よう徒手で介助したり装具を処方したりすれば、胸郭から骨盤への過剰な力学的エネルギー伝達を抑制できる可能性がある。更に、急性期脳卒中患者においては上記の補償が成立していないため、立ち上がり動作が自立しない症例に対し同様の補助を行うことで動作自立を促せる可能性がある。また、伸展相の股関節伸筋における共同筋間の補償関係は

健常成人の筋活動パターンから逸脱するため、股関節伸展を適切な強度で補助することによって健常成人同様の筋活動パターンへの収束を促せる可能性がある。このように、本研究結果は、様々な徒手介助や介助機器の効果検証にとっての基礎的な知見になり得る。

しかし、本論文には手法的な限界があり、このような運動療法や介助方法の特異的影響には言及できない。一連の研究はいずれも縦断研究ではなく、特定の運動療法や介助方法がもたらす影響を直接検証していない。また、既存の運動障害指標によって重症度を区分しており、運動障害に応じたより詳細な特徴がマスクされている可能性がある。更に、脳卒中は多様な症状を呈するため、立ち上がり動作に影響する障害は運動障害だけではない可能性がある。今後、運動障害をより詳細に区分し、その他の障害の影響も含めて、運動療法や介助方法の影響を縦断的に検証する必要がある。他の研究限界として、一連の研究は矢状面に局限した運動学・運動力学的特徴を提示した。課題動作である立ち上がり動作が矢状面上の運動や関節モーメントが大きい課題であったため、矢状面に反映された運動障害の特徴を検出できたと考えられる。しかし、脳卒中患者は半身の運動麻痺が特徴的であり、左右非対称性、すなわち前額面上の運動学・運動力学についても特徴的と考えられる。今後は3次元的に動作解析を行うことで、運動療法や介助方法に対してより詳細な基礎データを提供し得る。

## 5章 結論

本論文は慢性期および急性期脳卒中患者の立ち上がり動作における力学的特徴について検証した。力学的指標として、関節モーメントや表面筋電図活動に加え、力学的エネルギー消費量を用いた点は本研究で新規的である。検証の結果、以下の結論を得た。

(1) 慢性期脳卒中患者でも健常成人同様、離殿までの胸郭と骨盤角速度の同期性を保ち、腰背筋を等尺性収縮することで、胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達量を維持できていた。

(2) 慢性期脳卒中患者では健常成人よりも離殿までの胸郭前傾角度を大きくし、胸郭から骨盤への力学的エネルギー供給量を増大させていた。これは下肢の運動障害が重度なほど顕著であり、下肢運動障害への体幹による補償であることが示唆された。

(3) 慢性期脳卒中患者では健常成人よりも離殿以降の股関節運動範囲が小さいにも関わらず、運動に貢献しない余剰な筋活動によって力学的エネルギー消費量が増大した。

(4) 急性期脳卒中患者では健常成人よりも離殿までの胸郭前傾角度が大きいにも関わらず、胸郭と骨盤角速度の同期性を喪失し、骨盤の運動エネルギーが減少していた。そのため、腰背筋活動の異常により下肢運動障害への補償が困難であったと示唆された。

(5) 急性期脳卒中患者では背臥位の単純収縮課題から立ち上がり動作に際して一部筋シナジーの編成が起こった。中等度運動障害患者では立ち上がり動作で健常成人と異なる筋シナジーへ編成し、これは下肢内の協働筋による補償であることが示唆された。

## 参考文献

- Allen, J. L., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2013). The influence of merged muscle excitation modules on post-stroke hemiparetic walking performance. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *28*(6), 697–704. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.06.003>
- Anan, M., Ibara, T., Kito, N., & Shinkoda, K. (2012). The Clarification of the Strategy during Sit-to-Stand Motion from the Standpoint of Mechanical Energy Transfer. *Journal of Physical Therapy Science*, *24*(3), 231–236. <https://doi.org/10.1589/jpts.24.231>
- Anan, M., Shinkoda, K., Suzuki, K., Yagi, M., & Ibara, T. (2015). Gait & Posture Do patients with knee osteoarthritis perform sit-to-stand motion efficiently? *Gait & Posture*, *41*(2), 488–492. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.015>
- Bader, M. K., & Palmer, S. (2006). What’s the “hyper” in hyperacute stroke? Strategies to improve outcomes in ischemic stroke patients presenting within 6 hours. *AACN Advanced Critical Care*, *17*(2), 194–214.
- Bernstein, N. A. (1996). *Dexterity and Its Development* (M. L. Latash & M. T. Turvey, eds.). United Kingdom: Taylor & Francis.
- Biernaskie, J., Chernenko, G., & Corbett, D. (2004). Efficacy of Rehabilitative Experience Declines with Time after Focal Ischemic Brain Injury. *Journal of Neuroscience*, *24*(5), 1245–

1254. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3834-03.2004>

Bizzi, E., & Cheung, V. C. K. (2013). The neural origin of muscle synergies. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7(April), 51. <https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00051>

Bolink, S. A. A. N., Naisas, H., Senden, R., Essers, H., Heyligers, I. C., Meijer, K., & Grimm, B. (2016). Validity of an inertial measurement unit to assess pelvic orientation angles during gait, sit-stand transfers and step-up transfers: Comparison with an optoelectronic motion capture system. *Medical Engineering and Physics*, 38(3), 225–231.

<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.11.009>

Bolink, S. A. A. N., van Laarhoven, S. N., Lipperts, M., Heyligers, I. C., & Grimm, B. (2012). Inertial sensor motion analysis of gait, sit–stand transfers and step-up transfers: differentiating knee patients from healthy controls. *Physiological Measurement*, 33(11), 1947–1958. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/11/1947>

Bowden, M. G., Clark, D. J., & Kautz, S. A. (2010). Evaluation of abnormal synergy patterns poststroke: relationship of the Fugl-Meyer Assessment to hemiparetic locomotion. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(4), 328–337.

<https://doi.org/10.1177/1545968309343215>

Brunnstrom, S. (1966). Motor testing procedures in hemiplegia: based on sequential recovery stages. *Physical Therapy*, 46(4), 357–375.

Cirstea, M. C., & Levin, M. F. (2000). Compensatory strategies for

reaching in stroke. *Brain*, *123*(5), 940–953.

<https://doi.org/10.1093/brain/123.5.940>

Clark, D. J., Ting, L. H., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2010). Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke. *Journal of Neurophysiology*, *103*(2), 844–857.

<https://doi.org/10.1152/jn.00825.2009>

Coghlin, S. S., & McFadyen, B. J. (1994). Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. *Clinical Biomechanics*, *9*(2), 85–92. [https://doi.org/10.1016/0268-](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90029-9)

[0033\(94\)90029-9](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90029-9)

Crowninshield, R. D., & Brand, R. A. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, *14*(11), 793–801. [https://doi.org/10.1016/0021-](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90035-X)

[9290\(81\)90035-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90035-X)

Dayan, E., Inzelberg, R., & Flash, T. (2012). Altered perceptual sensitivity to kinematic invariants in Parkinson's disease. *PloS One*, *7*(2), e30369. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0030369>

Dobkin, B. H., & Carmichael, S. T. (2016). The Specific Requirements of Neural Repair Trials for Stroke.

*Neurorehabilitation and Neural Repair*, *30*(5), 470–478.

<https://doi.org/10.1177/1545968315604400>

Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A. D. (2002). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *Journal of Experimental Biology*,

205(23), 3717–3727.

- Dornay, M., Uno, Y., Kawato, M., & Suzuki, R. (1996). Minimum Muscle-Tension Change Trajectories Predicted by Using a 17-Muscle Model of the Monkey's Arm. *Journal of Motor Behavior*, 28(2), 83–100. <https://doi.org/10.1080/00222895.1996.9941736>
- Duncan, P. W., Zorowitz, R., Bates, B., Choi, J. Y., Glasberg, J. J., Graham, G. D., ... Reker, D. (2005). Management of Adult Stroke Rehabilitation Care: a clinical practice guideline. *Stroke*, 36(9), e100-43. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000180861.54180.FF>
- Ebrahimi, A., Collins, J. D., Kepple, T. M., Takahashi, K. Z., Higginson, J. S., & Stanhope, S. J. (2017). A mathematical analysis to address the 6 degree-of-freedom segmental power imbalance. *Journal of Biomechanics*, 66, 186–193. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.10.034>
- Flash, T., & Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *The Journal of Neuroscience* □: *The Official Journal of the Society for Neuroscience*, 5(7), 1688–1703.
- Fugl-Meyer, A. R. (1980). Post-stroke hemiplegia assessment of physical properties. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine. Supplement*, 7, 85–93.
- Fugl-Meyer, A. R., Jääskö, L., Leyman, I., Olsson, S., & Steglind, S. (1975). The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian Journal of*

*Rehabilitation Medicine*, 7(1), 13–31.

Galli, M., Cimolin, V., Crivellini, M., & Campanini, I. (2008).

Quantitative analysis of sit to stand movement: Experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait and Posture*, 28(1), 80–85.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.003>

Georgopoulos, A. P., Schwartz, A. B., & Kettner, R. E. (1986).

Neuronal population coding of movement direction. *Science*, 233(4771), 1416–1419. <https://doi.org/10.1126/science.3749885>

Gordon, D., Robertson, E., & Winter, D. A. (1980). Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *Journal of Biomechanics*, 13(10), 845–854.

[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90172-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90172-4)

Goulart, F. R.-P., & Valls-Solé, J. (1999). Patterned

electromyographic activity in the sit-to-stand movement.

*Clinical Neurophysiology*, 110(9), 1634–1640.

Hall, A. L., Peterson, C. L., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2011).

Relationships between muscle contributions to walking subtasks and functional walking status in persons with post-stroke hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 26(5), 509–515.

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.12.010>

Hanawa, H., Kubota, K., Kokubun, T., Marumo, T., Hoshi, F., Kobayashi, A., & Kanemura, N. (2017). Muscle synergies underlying sit-to-stand tasks in elderly people and their relationship with kinetic characteristics. *Journal of*

- Electromyography and Kinesiology*, 37, 15–20.  
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.08.004>
- Harris, C. M., & Wolpert, D. M. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, 394(6695), 780–784.  
<https://doi.org/10.1038/29528>
- Hermens, H., & Freriks, B. (1999). European recommendations for surface electromyography. In *Roessingh Research ....*
- Hirashima, M., & Oya, T. (2016). How does the brain solve muscle redundancy? Filling the gap between optimization and muscle synergy hypotheses. *Neuroscience Research*, 104, 80–87.  
<https://doi.org/10.1016/j.neures.2015.12.008>
- Hirschfeld, H. (1999). Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during sit-to-stand. *Journal of Neurophysiology*, 82(6), 3021–3029.
- Hortobágyi, T., Mizelle, C., Beam, S., & DeVita, P. (2003). Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 58(5), 453–460.  
<https://doi.org/10.1093/gerona/58.5.M453>
- Hughes, M., & Schenkman, M. (1996). Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 33(4), 409–412.
- Hwang, S., Kim, Y., & Kim, Y. (2009). Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10(1), 15.

<https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-15>

Ikeda, E. R., Schenkman, M. L., Riley, P. O., & Hodge, W. a. (1991).

Influence of age on dynamics of rising from a chair. *Physical Therapy*, 71(6), 473–481. <https://doi.org/2034710>

Takei, S., Hoffman, D. S., & Strick, P. L. (1999). Muscle and movement representations in the primary motor cortex. *Science*, 285(5436), 2136–2139.

<https://doi.org/10.1126/science.285.5436.2136>

Kawato, M. (1996). Trajectory formation in arm movements:

Minimization principles and procedures. In *Advances in Motor Learning and Control* (pp. 225–259). Human Kinetics Publishers.

Kim, C. M., & Eng, J. J. (2004). Magnitude and pattern of 3D

kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: Relationship to walking speed. *Gait and Posture*, 20(2), 140–146.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.07.002>

Kodama, J., & Watanabe, T. (2016). Examination of inertial sensor-

based estimation methods of lower limb joint moments and ground reaction force: Results for squat and sit-to-stand movements in the sagittal plane. *Sensors (Switzerland)*, 16(8).

<https://doi.org/10.3390/s16081209>

Kramers De Quervain, I. A., Simon, S. R., Leurgans, S., Pease, W.

S., & McAllister, D. (1996). Gait pattern in the early recovery period after stroke. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 78(10), 1506–1514.

- Kurita, Y., Matsumura, Y., Inoue, Y., Tomita, F., Takemura, S., & Yokoi, K. (2008). Real-time Motion Analysis Using CCD Camera. *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers Series C*, 74(742), 1546–1553.  
<https://doi.org/10.1299/kikaic.74.1546>
- Lamontagne, A., Richards, C. L., & Malouin, F. (2000). Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(6), 407–415.  
[https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00028-6](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00028-6)
- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2015). *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts*.  
<https://doi.org/10.1016/C2013-0-18342-0>
- Levin, M. F., Kleim, J. A., & Wolf, S. L. (2009). What Do Motor “Recovery” and “Compensation” Mean in Patients Following Stroke? *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(4), 313–319.  
<https://doi.org/10.1177/1545968308328727>
- Madgwick, S. O. H., Harrison, A. J. L., & Vaidyanathan, R. (2011). Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1–7.  
<https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975346>
- Mahon, C. E., Farris, D. J., Sawicki, G. S., & Lewek, M. D. (2015). Individual limb mechanical analysis of gait following stroke. *Journal of Biomechanics*, 48(6), 984–989.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.006>

- Marrie, P., & Foix, C. (1916). Les syncinésies des hémiplésiques: étude sémiologique et classification. *Revue Neurologique*, 3–27.  
<https://doi.org/10.1097/00005053-191801000-00010>
- Mikumo, U., & Tetsuo, I. (2002). The Conditions for Aged Stroke Patients in Order to Discharge to Home: Analysis by Classification and Regression Trees (CART). *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, 39(7), 396–402.  
<https://doi.org/10.2490/jjrm1963.39.396>
- Nielsen, J. B., Brittain, J. S., Halliday, D. M., Marchand-Pauvert, V., Mazevet, D., & Conway, B. A. (2008). Reduction of common motoneuronal drive on the affected side during walking in hemiplegic stroke patients. *Clinical Neurophysiology*, 119(12), 2813–2818. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.07.283>
- Nudo, R. J., Plautz, E. J., & Frost, S. B. (2001). Role of adaptive plasticity in recovery of function after damage to motor cortex. *Muscle & Nerve*, 24(8), 1000–1019.  
<https://doi.org/10.1002/mus.1104>
- Nygren, J., & Wieloch, T. (2005). Enriched Environment Enhances Recovery of Motor Function after Focal Ischemia in Mice, and Downregulates the Transcription Factor NGFI-A. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, 25(12), 1625–1633.  
<https://doi.org/10.1038/sj.jcbfm.9600157>
- Olney, S. J., & Richardsb, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke . Part I□: Characteristics. *Gait and Posture*, 4(2), 136–148.

- Pai, Y.-C., Naughton, B., Chang, R., & Rogers, M. (1994). Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. *Gait & Posture*, *2*(2), 109–116.  
[https://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90100-7](https://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90100-7)
- Penfield, W., & Rasmussen, T. (1952). *The cerebral cortex of man: a clinical study of localization of function*.
- Perry, J., Burnfield, J. M., & Cabico, L. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. SLACK.
- Peterson, C. L., Hall, A. L., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2010). Pre-swing deficits in forward propulsion, swing initiation and power generation by individual muscles during hemiparetic walking. *Journal of Biomechanics*, *43*(12), 2348–2355.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.027>
- Robertson, G., Caldwell, G., & Hamill, J. (2013). *Research Methods in Biomechanics*, *2E* (pp. 73–102). pp. 73–102.
- Roebroeck, M. E., Doorenbosch, C. A. M., Harlaar, J., Jacobs, R., & Lankhorst, G. J. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinical Biomechanics*, *9*(4), 235–244. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90004-3](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90004-3)
- Rosa, M. C. N., Marques, A., Demain, S., & Metcalf, C. D. (2014). Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *24*(1), 1–10.  
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.10.016>
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Piotte, F., Malouin, F., & McFadyen,

- B. J. (2007). Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *22*(7), 795–804. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.03.007>
- Schenkman, M., Berger, R., Riley, P., Mann, R., & Hodge, W. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Physical Therapy*, *70*(10), 638–648; discussion 648-51.
- Schieppati, M., Hugon, M., Grasso, M., Nardone, A., & Galante, M. (1994). The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, *93*(4), 286–298. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(94\)90031-0](https://doi.org/10.1016/0168-5597(94)90031-0)
- Schipplein, O. D., & Andriacchi, T. P. (1991). Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, *9*(1), 113–119. <https://doi.org/10.1002/jor.1100090114>
- Schwab, F., Lafage, V., Boyce, R., Skalli, W., & Farcy, J.-P. (2006). Gravity Line Analysis in Adult Volunteers. *Spine*, *31*(25), E959–E967. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000248126.96737.0f>
- Seel, T., Raisch, J., & Schauer, T. (2014). IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis. *Sensors*, *14*(4), 6891–6909. <https://doi.org/10.3390/s140406891>
- Shum, G. L., Crosbie, J., & Lee, R. Y. (2009). Energy Transfer Across the Lumbosacral and Lower-Extremity Joints in Patients With Low Back Pain During Sit-to-Stand. *Archives of Physical*

*Medicine and Rehabilitation*, 90(1), 127–135.

<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.06.028>

Siegel, K. L., Kepple, T. M., & Caldwell, G. E. (1996). Improved agreement of foot segmental power and rate of energy change during gait: Inclusion of distal power terms and use of three-dimensional models. *Journal of Biomechanics*, 29(6), 823–827.  
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(96\)83336-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(96)83336-7)

Streiner, D. L., & Norman, G. R. (2014). Health Measurement Scales: A Practical Guide to Their Development and Use. In *Oxford University Press*.

Stroke Unit Trialists' Collaboration, S. U. T. (2013). Organised inpatient (stroke unit) care for stroke. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2013(9), CD000197.  
<https://doi.org/10.1002/14651858.CD000197.pub3>

Sullivan, K. J., Tilson, J. K., Cen, S. Y., Rose, D. K., Hershberg, J., Correa, A., ... Duncan, P. W. (2011). Fugl-Meyer assessment of sensorimotor function after stroke: standardized training procedure for clinical practice and clinical trials. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 42(2), 427–432.  
<https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.110.592766>

Swayne, O. B. C., Rothwell, J. C., Ward, N. S., & Greenwood, R. J. (2008). Stages of Motor Output Reorganization after Hemispheric Stroke Suggested by Longitudinal Studies of Cortical Physiology. *Cerebral Cortex*, 18(8), 1909–1922.  
<https://doi.org/10.1093/cercor/bhm218>

- Ting, L. (2010). *Decomposing muscle activity in motor tasks: methods and interpretation*. In *Motor Control: Theories, Experiments, and Applications* (Vol. 16; F. Danion & M. Latash, Eds.). United Kingdom: Oxford University Press.
- Tresch, M. C., & Jarc, A. (2009). The case for and against muscle synergies. *Current Opinion in Neurobiology*, *19*(6), 601–607.  
<https://doi.org/10.1016/j.conb.2009.09.002>
- Turcot, K., Armand, S., Fritschy, D., Hoffmeyer, P., & Suvà, D. (2012). Sit-to-stand alterations in advanced knee osteoarthritis. *Gait and Posture*, *36*(1), 68–72.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.01.005>
- Uno, Y. (2014). Optimization Models of Human Movements. *Journal of the Robotics Society of Japan*, *32*(6), 525–529.  
<https://doi.org/10.7210/jrsj.32.525>
- Uno, Y., Kawato, M., & Suzuki, R. (1989). Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. Minimum torque-change model. *Biological Cybernetics*, *61*(2), 89–101.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). Dynamics of Human Gait. In *Kiboho Publishers*.  
[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00080-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00080-X)
- VICON. (2019).
- Ward, N. S. (2004). Functional reorganization of the cerebral motor system after stroke. *Current Opinion in Neurology*, *17*(6), 725–730.

- Willoughby, E. W., & Anderson, N. E. (1984). Lower cranial nerve motor function in unilateral vascular lesions of the cerebral hemisphere. *British Medical Journal (Clinical Research Ed.)*, *289*(6448), 791–794. <https://doi.org/10.1136/bmj.289.6448.791>
- Winter, D. A. (2009a). *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley.
- Winter, D. A. (2009b). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (4th ed.). New Jersey: John Wiley & Sons.
- Yamasaki, H. R., Kambara, H., & Koike, Y. (2011). Dynamic optimization of the sit-to-stand movement. *Journal of Applied Biomechanics*, *27*(4), 306–313. <https://doi.org/10.1123/jab.27.4.306>
- Yamazaki, N., & Hase, K. (1992). BIOMECHANICAL CRITERIA FOR DETERMINATION OF CADENCE AND STRIDE LENGTH IN FREE WALKING. *Biomechanisms*, *11*(0), 179–190. <https://doi.org/10.3951/biomechanisms.11.179>
- Yang, N., An, Q., Yamakawa, H., Tamura, Y., Yamashita, A., Takahashi, K., ... Miyai, I. (2017). Clarification of muscle synergy structure during standing-up motion of healthy young, elderly and post-stroke patients. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 19–24. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009215>
- Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of human motion*. Human Kinetics.
- Zeiler, S. R., & Krakauer, J. W. (2013). The interaction between

training and plasticity in the poststroke brain. *Current Opinion in Neurology*, 26(6), 609–616.

<https://doi.org/10.1097/WCO.0000000000000025>

作田学. (2014). 神経学を作った100冊(94) ブルンストローム 『片麻痺における運動療法』 (1970). *BRAIN and NERVE*, 66(10), 1238–1239.

厚生労働省. (2016). 平成27年 (2015) 人口動態統計 (確定数) の概況.

朝永振一郎, & 宮島竜興. (1969). 物理学読本. みすず書房.

篠原幸人. (2009). *脳卒中治療ガイドライン 2009*. 東京: 協和企画.

## 補足資料

### 補足資料 A. Brunnstrom recovery stage と Fugl-Meyer assessment

Brunnstrom recovery stage の検査内容を表 A1、Fugl-Meyer assessment lower extremity の検査内容を表 A2 に示す。本文中にも示した通り、Fugl-Meyer assessment は Brunnstrom recovery stage を参考にしており、より包括的な指標であることが表の比較から明らかである。

表 A1. Brunnstrom recovery stage

部位	段階	検査内容
上肢	1	弛緩性麻痺
	2	上肢のわずかな随意運動
	3	座位で肩・肘の同時屈曲、同時伸展
	4	腰の後方へ手をつける。肘を伸展させて上肢を前方水平へ挙上。肘90° 屈曲位での前腕回内・回外
	5	肘を伸展させて上肢を横水平へ挙上、また前方頭上へ挙上、肘伸展位での前腕回内・回外
	6	各関節の分離運動
手指	1	弛緩性麻痺
	2	自動的手指屈曲わずかに可能
	3	全指同時握り、釣形握り（握りだけ）伸展は反射だけで、随意的な手指伸展不能
	4	横つまみ（母指は離せない）少ない範囲での半随意的な手指伸展
	5	対向つまみ、筒握り、球握り、随意的な手指伸展（範囲は一定せず）
	6	全種類の握り、全可動域の手指伸展。すべての指の分離運動
下肢	1	弛緩性麻痺
	2	下肢のわずかな随意運動
	3	座位、立位での股・膝・足の同時屈曲
	4	座位で足を床の後方へすべらせて、膝を90° 屈曲。踵を床から離さずに随意的に足関節背屈
	5	立位で股伸展位、またはそれに近い肢位、免荷した状態で膝屈曲分離運動。立位、膝伸展位で、足を少し前に踏み出して足関節背屈分離運動
	6	立位で、骨盤の挙上による範囲を超えた股外転。座位で、内・外側ハムストリングスの相反的活動と、結果として足内反と外反を伴う膝を中心とした下腿の内・外旋

表 A2. Fugl-Meyer assessment lower extremity

E. 股関節、膝関節、足関節				
I. 反射	膝関節屈筋	0		2
	膝蓋腱およびアキレス腱	0		2
II. 共同運動 (仰臥位)				
a. 屈曲共同運動	股関節屈曲	0	1	2
	膝関節屈曲	0	1	2
	足関節背屈	0	1	2
b. 伸展共同運動	股関節伸展	0	1	2
	股関節内転	0	1	2
	膝関節伸展	0	1	2
	足関節底屈	0	1	2
III. 共同運動 (椅子座位)				
	膝関節屈曲	0	1: ≤90°	2: >90°
	足関節背屈	0	1	2
IV. 共同運動 (立位)				
	股関節伸展位での膝関節屈曲 (90°)	0	1: 股屈曲	2
	足関節背屈	0	1	2
V. 正常反射				
	Iの腱反射	0	1	2
* IVが満点の場合のみ実施				
F. 協調性、スピード				
* 踵膝試験にて評価	振戦	0: 顕著	1: 軽度	2: 無し
	測定異常	1: 顕著	2: 軽度	3: 無し
	非麻痺側との時間差	0: >6秒	1: 2-5秒	2: <2秒

### 補足資料 B. 高齢者と急性期脳卒中患者の力学的特徴の比較

本論文では、若齢者と急性期脳卒中患者の立ち上がり動作における力学的特徴の比較を、慣性センサを用いて行った (3.3 項「急性期脳卒中患者における胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率および伝達量の喪失」)。しかし、若齢者を対照群として設定したため、年齢と言う交絡要因が生じ、脳卒中の疾患特徴のみに焦点を絞れないと言う制限があった。事前に行った慣性センサの妥当性計測が高齢者を対象としている点からも (3.2 項「慣性センサの計測妥当性検証」、高齢者と急性期脳卒中患者の立ち上がり動作における力学的特徴を補足資料として提示する。

表 B1-3 に、高齢者 3 名の計測結果と、3.3 項「急性期脳卒中患者における胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率および伝達量の喪失」における急性期脳卒中患者の結果とを併記している。高齢者は急性期脳卒中患者よりも、動作時間が短く、離殿時の胸郭角変位量は小さく、離

殿までの胸郭における位置エネルギーと運動エネルギーの差分 ( $E_p - E_{k\_thorax}$ ) が小さく、離殿時の骨盤運動エネルギー ( $E_{k\_pelvis}$ ) が大きかった。高齢者と急性期脳卒中患者を比較した場合と、若齢者と急性期脳卒中患者を比較した場合とで、有意差が存在した力学的パラメータは同一であった。そのため、3.3 項「急性期脳卒中患者における胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率および伝達量の喪失」での考察は、高齢者を対照群とした場合でも変わらない。図 B1-B3 は高齢者における体幹位置エネルギー・運動エネルギー・角速度であり、本論文における若齢者との比較のために提示した。

表 B1. 高齢者の基本属性（急性期脳卒中患者と併記）

	高齢者	急性期脳卒中患者
年齢 (歳)	71.00 ( 3.00 )	74.50 ( 8.60 )
身長 (cm)	1.64 ( 0.05 )	1.70 ( 0.02 )
体重 (kg)	58.93 ( 9.31 )	66.00 ( 3.46 )

表 B2. 高齢者における一般的パラメータの結果（急性期脳卒中患者と併記）

	高齢者	急性期脳卒中患者
動作時間 (秒)*	2.67 ( 0.38 )	6.11 ( 0.15 )
胸郭角変位量 (°)*	36.98 ( 10.63 )	87.86 ( 27.45 )
骨盤角変位 (°)	23.81 ( 5.38 )	27.95 ( 6.40 )

\*  $p < 0.001$

表 B3. 高齢者における力学的エネルギーについての結果（急性期脳卒中患者と併記）

	高齢者	急性期脳卒中患者
$E_p - E_{k\_thorax}$ (J/Kg)*	0.21 ( 0.14 )	0.81 ( 0.21 )
$E_{k\_pelvis}$ (J/Kg)*	0.06 ( 0.02 )	0.002 ( 0.002 )
$r_{thorax\_pelvis}$	0.98 ( 0.03 )	0.30 ( 0.37 )

\*  $p < 0.001$

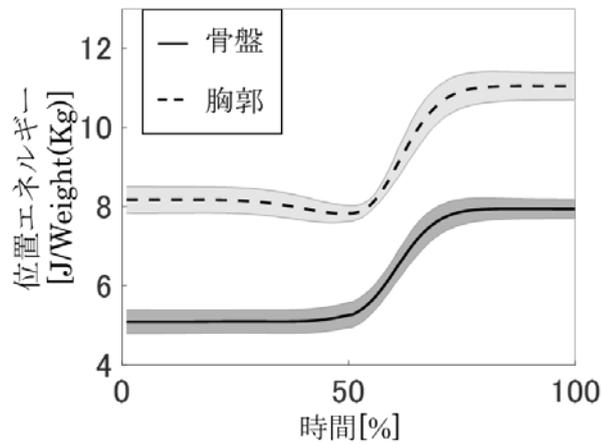


図 B1. 高齢者の立ち上がり動作における体幹位置エネルギー

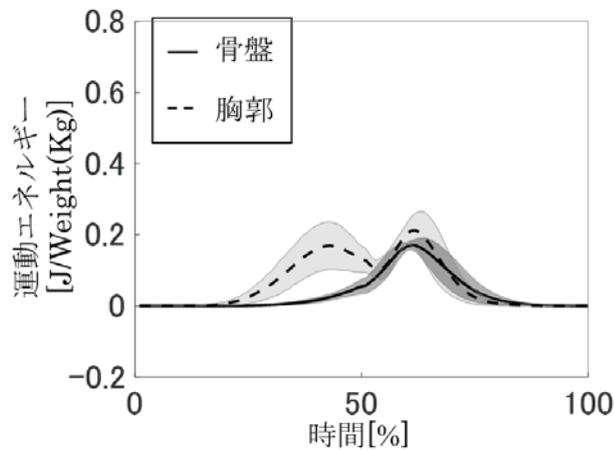


図 B2. 高齢者の立ち上がり動作における体幹運動エネルギー

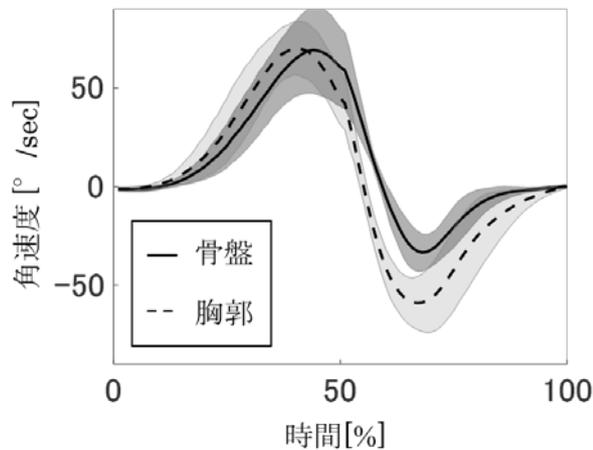


図 B3. 高齢者の立ち上がり動作における体幹角速度

補足資料 C. エネルギー保存係数について

3.3 項「急性期脳卒中患者における胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率および伝達量の喪失」では、立ち上がり動作における離殿までの胸郭運動について、その力学的エネルギーの変化を扱った。特に、位置エネルギーから運動エネルギーへの変換量の指標として、位置エネルギー変化と運動エネルギー変化の差分 ( $E_p - E_{k\_thorax}$ ) を算出した。

一方、一部の文献では、位置エネルギーから運動エネルギーへの変換量について、以下の式より算出されるエネルギー保存係数 (CC; Conservation Coefficients) を算出することが有用としている (Zatsiorsky, 2002)。

$$CC = \frac{(\Delta E_p + \Delta E_k) - \Delta E}{\Delta E_p + \Delta E_k} \times 100 \quad (14)$$

ここで、 $\Delta E_p$  と  $\Delta E_k$  はそれぞれ位置エネルギーと運動エネルギーの該当期間における変化量である。 $\Delta E$  は力学的エネルギー、すなわち位置エネルギーと運動エネルギーの加算値の、該当期間における変化量である。

式(14)における $\Delta E_p$ と $\Delta E_k$ の加算値は、見かけの仕事（pseudo-work あるいは quasi-mechanical work）である。該当期間中に位置エネルギーと運動エネルギーはそれぞれ増減するため、実際になされた仕事は $\Delta E$ で表される。つまり、見かけの仕事から実際になされた仕事を減算することで、位置エネルギーから運動エネルギーへの変換量が推定可能である。エネルギー保存係数では、推定した位置エネルギーから運動エネルギーへの変換量を、見かけの仕事に対する割合として指標化している。

3.3 項「急性期脳卒中患者における胸郭から骨盤への力学的エネルギー伝達効率および伝達量の喪失」の対象者について、立ち上がり動作の離殿までの胸郭におけるエネルギー保存係数を算出した結果を表 C1 に示す。急性期脳卒中患者は健常成人よりもエネルギー保存係数が小さく、立ち上がり動作の離殿までに胸郭において位置エネルギーから運動エネルギーへ変化した量が小さかったことが読み取れる。この結果は、本論文における  $E_p - E_{k\_thorax}$ （位置エネルギーと運動エネルギーとの差分）の結果を踏襲している。

表 C1. エネルギー保存係数

	健常成人	急性期脳卒中患者
エネルギー保存係数*	56.63 ( 19.82 )	8.74 ( 7.24 )

\*  $p < 0.001$

## 謝辞

本論文の主査、副査としてご指導いただきました本学保健医療福祉学部理学療法学科 原和彦教授、本学保健医療福祉学部共通教育科 田中健一教授、理化学研究所 BSI-トヨタ連携センター知能行動制御連携ユニット 山崎弘嗣研究員に心より感謝申し上げます。

また、研究受け入れ施設として対象者への研究説明にご協力いただきましたシルバーケア敬愛 江連亜弥先生に感謝致します。本研究は脳卒中患者様に対する実験計測であり、実験に協力していただいた対象者ご本人、並びにご家族の方々に心より感謝申し上げます。

更に、共同研究者として対象者の選定から研究受け入れ施設への説明、実験器具の調整、互いの計測補助まで実験課程のほとんどの時間を共に過ごしました本学大学院博士後期課程 平田恵介さんに御礼申し上げます。この博士後期課程において、何にも替え難い大切な時間を共有していただきました。同じく、計測補助に加えて実験手順、解析方法、成果発表の論旨についてアドバイスをいただきました、本学大学院研究員 宮澤拓さん、本学博士後期課程 久保田圭祐さん、園尾萌香さん、喜多俊介さん、藤野努さん、本学医療福祉学部理学療法学科 国分貴徳准教授に御礼申し上げます。本学に入学したことで皆様から手助けしていただき、この研究を為し得たことは幸甚の至りです。

最後に、本論文は本学保健医療福祉学部共通教育科 金野倫子教授と本学保健医療福祉学部理学療法学科 星文彦教授、本学保健医療福祉学部理学療法学科 金村尚彦教授のご指導のもと作成されました。先生方から終始ご指導ご鞭撻を頂きましたこと、また、暖かくそして辛抱強く見守ってくださったことに深い感謝の意を表して謝辞と致します。

発表論文

補助論文

Muscle synergies underlying sit-to-stand tasks in elderly people and their relationship with kinetic characteristics.

Hiroki Hanawa, Keisuke Kubota, Takanori Kokubun, Tatsuya Marumo, Fumihiko Hoshi, Akira Kobayashi, Naohiko Kanemura

Journal of Electromyography and Kinesiology 37: 15-20, 2017

## **Muscle synergies underlying sit-to-stand tasks in elderly people and their relationship with kinetic characteristics**

Key Words: muscle synergy, sit-to-stand, aging

Hiroki Hanawa<sup>1, 2</sup>, Keisuke Kubota<sup>1</sup>, Takanori Kokubun<sup>3</sup>, Tatsuya Marumo<sup>4</sup>, Fumihiko Hoshi<sup>3</sup>, Akira Kobayashi<sup>1</sup>, Naohiko Kanemura<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Graduate School of Saitama Prefectural University, Graduate Course of Health and Social Services, 820 San-Nomiya, Koshigaya-shi, Saitama, 343-8540, Japan

<sup>2</sup> Department of Rehabilitation, Higashi Saitama General Hospital, 517-5, Yoshino, Saitama-shi, Saitama, 340-0153, Japan

<sup>3</sup> Saitama Prefectural University, Department of Health and Social Services, Saitama, Japan

<sup>4</sup> Ageo Central General Hospital, Saitama, Japan

Key Words: muscle synergy, sit-to-stand, aging

### **Financial disclosure:**

This work is supported by a Saitama Physical Therapy Association Research Grant (No.14-03).

### **Conflict of interest:**

None of the authors have any conflicts of interest associated with this study.

## **ABSTRACT**

*Background:* Physiological evidence suggests that the nervous system controls motion by using a low-dimensional synergy organization for muscle activation. Because the muscle activation produces joint torques, kinetic changes accompanying aging can be related to changes in muscle synergies.

*Objectives:* We explored the effects of aging on muscle synergies underlying sit-to-stand tasks, and examined their relationships with kinetic characteristics.

*Methods:* Four younger and three older adults performed the sit-to-stand task at two speeds. Subsequently, we extracted the muscle synergies used to perform these tasks. Hierarchical cluster analysis was used to classify these synergies. We also calculated kinetic variables to compare the groups.

*Results:* Three independent muscle synergies generally appeared in each subject. The spatial structure of these synergies was similar across age groups. The change in motion speed affected only the temporal structure of these synergies. However, subject-specific muscle synergies and kinetic variables existed.

*Conclusions:* Our results suggest common muscle synergies underlying the sit-to-stand task in both young and elderly adults. People may actively change only the temporal structure of each

muscle synergy. The precise subject-specific structuring of each muscle synergy may incorporate knowledge of the musculoskeletal kinetics.

## **1. Introduction**

Standing from a seated position is crucial for human activities because standing upright on one's feet is a vital prerequisite for bipedal walking. The sit-to-stand ability is acquired before walking in the developmental process of humans (Avery et al., 2003). Because our entire body participates in the sit-to-stand task, kinetic coordination is required (Schenkman et al., 1990). Additionally, because we require a large amount of energy to perform the sit-to-stand task (Hortobágyi et al., 2003), multi-muscle coordination is vital.

Regarding this multi-muscle coordination, "muscle synergy" exists as one of the neural control hypotheses (Bernstein, 1996). Muscle synergy is a functional unit; a higher neural center is assumed to unite muscles into groups and then use one parameter per group to modify activation levels of all muscles within the group in parallel. Each muscle synergy can be regarded as a low-level feedforward controller producing joint torques that can be related to global biomechanical and/or kinetic variables (d'Avella et al., 2003; Torres-Oviedo and Ting, 2010). Technological advances have allowed us to identify the linear combination of a small number of muscle synergies underlying natural behaviors. However, no studies have

verified the muscle synergy underlying the sit-to-stand task at different speeds in elderly subjects. In the elderly, both nerve and muscle tissue degenerate. Due to this degeneration, it becomes difficult for the elderly to perform the sit-to-stand task quickly. Therefore, some kinetic variables of sit-to-stand tasks differ depending on age or speed (Hanke et al., 1995; Pai et al., 1994; Vander Linden et al., 1994). Such kinetic changes accompanying aging or speed can be related to changes in muscle synergies.

The purpose of this study was to provide basic knowledge on muscle coordination underlying the sit-to-stand task by examining the relationships between biomechanics and muscle synergies.

## **2. Methods**

### *2.1. Subjects*

Seven male subjects participated in this experiment. Four younger subjects were recruited from physical therapy students at Saitama Prefectural University. Three older subjects were recruited from the local community. In this study, we decided the number of subjects based on previous studies that conducted similar experiments to measure body kinematics (Pai and Rogers, 1990), and muscle synergies during sit-to-stand tasks (An et al., 2013a, 2013b). Individuals with a history of myocardial infarction, stroke, fracture, or symptomatic arthritis of the lower extremity were excluded from this study. We explained the experiments in detail

and obtained written consent from all subjects. Table 1 presents characteristics of the subject groups.

## *2.2. Procedure*

The starting position was standardized, with the subjects seated in a chair without a back or armrests. Subjects started with their trunk in a vertical position and hands on their chests, keeping their hands in this position throughout the movement. The seat height corresponded to each subject's knee height, determined as the distance from the knee joint to the ground. Each subject performed the sit-to-stand task under the following two conditions: (1) rising at one's natural speed; (2) rising "as fast as possible." Each subject was given a few practice trials to familiarize themselves with the commands and the study's protocol. Five trials were then recorded for each of the conditions, with the order of the conditions being randomized.

## *2.3. Data collection*

Surface electromyography (EMG) data from seven targeted muscles in the left leg were collected at 1000 Hz by a commercial EMG system (Noraxon USA, Scottsdale, AZ, USA). The seven muscles were the tibialis anterior (TA), soleus (SO), medial gastrocnemius (MG), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), and gluteus maximus (GM). Each skin site was cleaned with alcohol prior to electrode placement. A camera motion

capture system (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) was used to determine the spatial location of body segments, and to calculate the body's center of mass (CoM) during the task. Thirty-five passive retroreflective markers were placed over bony landmarks according to the plug-in-gait model implemented in the camera motion capture system (bilaterally on the 2nd MTP head, heel, ankle, knee, thigh, anterior superior iliac crest, posterior superior iliac crest, shoulder, upper arm, elbow, radial and ulna wrist, 2nd finger, forehead, and posterior head; single markers were placed on jugular notch, inferior sternum, C7, T10, and right scapula). Data were sampled at a rate of 100 Hz. Two force platforms (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland) were also employed. One platform was located beneath the stool and the other beneath the subject's feet. These were used to measure the time at which each subject lost contact with the stool. Data were sampled at a rate of 1000 Hz.

All data were synchronized using Vicon Workstation v4.5 software and saved to disk for offline analysis. Data were analyzed using R 3.0.2 (The R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria) software.

#### *2.4. Data processing*

Muscle activation signals were band-pass filtered (20–500 Hz) with a zero-lag fourth-order Butterworth filter, demeaned, rectified, and then smoothed with a zero-lag fourth-order low-pass

(10 Hz) Butterworth filter. Spatial location of body segments and the ground reaction forces were low-pass filtered at 20 Hz.

To compare the different trials of the subjects, we normalized the movement based on each movement time as 100%. The sit-to-stand task phases were divided as follows (An et al., 2013b; Schenkman et al., 1990): Phase 1 (the flexion momentum phase) began with the first shoulder movement in the horizontal direction; Phase 2 (the momentum transfer phase) began at contact loss with the stool; Phase 3 (the extension phase) began when the shank segment tilted forward to the maximum; and Phase 4 (the posture stabilization phase) began when the vertical shoulder position achieved its maximum height. The duration of Phase 4 was determined by extending the time series an additional 20% of the duration of Phases 1 to 3.

To apply the non-negative matrix factorization method, subject-specific EMG data matrices were generated for each speed condition. EMG data from all trials were concatenated rather than averaged to create data matrices that were 7 (number of muscles)  $\times$  5 (number of trials)  $\times$  100 (number of data points in one trial) in size for each participant. To allow for comparison between subjects, we normalized the EMG data for each subject to maximum muscle EMG activity for a given muscle across all trials, such that the data ranged from 0 to 1. Before extraction, each muscle was normalized to unit variance such that each muscle's variability was equally

weighted in the extraction. This normalization was removed after extraction (Sawers et al., 2015).

### *2.5. Non-negative matrix factorization*

A non-negative matrix factorization was applied to each data matrix to extract muscle synergies (An et al., 2013b; Dominici et al., 2011; Lee and Seung, 1999). This decomposed the EMG data matrices ( $M$ ) into two components, spatial structure ( $W$ ) and temporal structure ( $C$ ). Spatial structure is defined as muscle synergy, and it denotes the relative activity ratio of multiple muscles. Temporal structure is defined as the weighting signal, which denotes the activation profiles of each muscle synergy. This is expressed as the following equation:

$$M \cong WC$$

Figure 1 shows the actual  $M$ ,  $W$ , and  $C$  in a representative subject.

To determine the number of muscle synergies needed to account for the recorded EMG data at each speed condition, we first extracted synergies 1-7. The preciseness of the fit of the data reconstruction for each muscle synergy was then quantified by the variance accounted for (VAF). The VAF describes how much of the variability in the original EMG data is accounted for by the EMG reconstructed from the muscle synergies and their weighting signals (Zar, 1999). To help ensure consistency in selecting the number of muscle synergies embedded within the EMG data sets, we calculated

the 95% confidence interval (CI) for the VAF of the reconstructed EMG at each synergy number (1–7). This was accomplished by implementing a bootstrapping procedure where the EMG data sets were resampled 500 times with replacement, and the VAF of the reconstructed EMG was recalculated after each resampling. Ninety-five percent CIs were then constructed from the bootstrapped VAF values at each synergy number, and the number of synergies was selected as the minimum number of synergies at which the lower bound of the 95% CI exceeded 90% VAF (Cheung et al., 2009; Sawers et al., 2015).

### *2.6. Cluster analysis*

In this study, hierarchical cluster analysis (Ward's method) was used to classify extracted muscle synergies based on the spatial structure similarities of each muscle synergy. To calculate their similarity, the cosine of two synergies was used (An et al., 2013b).

### *2.7. Statistics of kinetic variables*

We calculated the kinetic variables that were found to be different between age groups or speed conditions (Hanke et al., 1995; Pai et al., 1994; Vander Linden et al., 1994). The following three variables were of primary concern: (1) total duration; (2) relative position between the CoM and heel at the time of seat-off ( $\theta_{CoM-heel}$ , Figure 2); and (3) maximum CoM momentum in the vertical direction.

A mixed design consisting of two-way (group  $\times$  speed) analyses of variance (ANOVAs) for repeated measures was used to test for differences in kinetic variables. Statistical significance was accepted at  $p < 0.05$ . This was done to verify whether the kinetic variables in the subject groups behaved similarly to the ones found in previous studies. This was also done to verify whether the kinetic difference between groups was related to the difference in muscle synergies.

### **3. Results**

#### *3.1. Determining the number of muscle synergies*

In most subjects, three muscle synergies were typically required to reconstruct unilateral lower extremity muscle activation during the sit-to-stand task at each speed condition (the lower bound of the 95% CI for the VAF ranged from 90–94). However, one subject met the criteria in two muscle synergies under the fast condition. (lower bound of the 95% CI for the VAF was 91; see Figure 3)

#### *3.2. Characteristics of temporal structure*

We named the muscle synergies  $S_{MT}$ ,  $S_{Ext}$ , and  $S_{Pos}$  at every speed for each subject according to their temporal structure peak timings (Figure 4).  $S_{MT}$  was activated the most at the start time of phase 2 (the momentum transfer phase).  $S_{Ext}$  was mainly activated during phase 3 (the extension phase). At last, activation of  $S_{Pos}$  was

mainly seen in phase 4 (the posture stabilization phase). In subjects with two muscle synergies, only  $S_{MT}$  and  $S_{Pos}$  were observed.

The change in speed affects the temporal structure. The activity of  $S_{MT}$  tended to be prolonged under fast conditions (Figure 4).

### *3.3. Characteristics of spatial structure within each cluster*

Figure 5 shows the cosine value between two muscle synergies (spatial structure) for all possible combinations of synergies and the dendrogram obtained from the hierarchical cluster analysis. The hierarchical cluster analysis revealed three major clusters that were responsible for the characterization of the three subject-specific muscle synergies (i.e., the  $S_{MT}$ ,  $S_{Ext}$ , and  $S_{Pos}$  clusters). The following mean  $\pm$  standard deviation (SD) cosine values were measured in each cluster:  $S_{MT}$  cluster:  $0.82 \pm 0.10$ ;  $S_{Ext}$  cluster:  $0.74 \pm 0.15$ ;  $S_{Pos}$  cluster:  $0.89 \pm 0.06$ .  $S_{Ext}$  and  $S_{Pos}$  in a small number of subjects were included in the same cluster.

Figure 6 shows the spatial structure of muscle synergies in each cluster. In the  $S_{MT}$  cluster, TA was mostly activated, followed by RF and VL. In the  $S_{Ext}$  cluster, thigh and buttock muscles (VL, RF, ST, and GM) were co-activated. In the  $S_{Pos}$  cluster, SOL and MG were mainly activated.

### *3.4. Characteristics of kinetic variables*

In this study, some of the kinetic variables differed between age groups and/or speed conditions, as seen in previous studies (Hanke et al., 1995; Pai et al., 1994; Vander Linden et al., 1994).

The total duration of the sit-to-stand task was significantly different at different speed conditions (main effect:  $F(1,5) = 20.05$ ,  $P < 0.01$ ; interaction:  $F(1,5) = 0.39$ ,  $P > 0.05$ ).

The  $\theta_{CoM-heel}$  was significantly different at different speed conditions (main effect:  $F(1,5) = 22.08$ ,  $P < 0.01$ ; interaction:  $F(1,5) = 0.00$ ,  $P > 0.05$ ).

The maximum vertical momentum of the CoM was significantly different at different speed conditions (main effect:  $F(1,5) = 18.76$ ,  $P < 0.01$ ; interaction:  $F(1,5) = 0.19$ ,  $P > 0.05$ ) and between age groups (main effect:  $F(1,5) = 9.60$ ,  $P < 0.05$ ).

Table 2 presents a summary of the kinetic variables.

### *3.5. Subject-specific muscle synergies and kinetic variables*

The hierarchical cluster analysis did not reveal clusters dependent on age groups or speed conditions. However, observing the spatial structure of muscle synergies in more detail, some groups of subjects had specific muscle energies.

One young subject had two muscle synergies under the fast condition (Fig 3). In the  $S_{MT}$  of this subject, whole muscles excluding the SOL were co-activated (Fig 7A). This subject also had specific kinetic variables. This subject had faster movement time, the

smallest  $\theta_{CoM-heel}$ , and the largest maximum vertical momentum of the CoM (Fig 7C).

Two subjects included  $S_{Pos}$  in the  $S_{Ext}$  cluster under the comfortable condition (Fig 5). One was a young subject and the other was elderly. In  $S_{Pos}$  of these subjects, ST and GM were more activated than in other subjects (Fig 7B). These subjects were also had specific kinetic variables. These subjects had a larger  $\theta_{CoM-heel}$  and smaller maximum vertical momentum of the CoM (Fig 7C). This result is in contrast to the results of the subject with two muscle synergies.

## 4. Discussion

### 4.1. Common muscle synergies underlying sit-to-stand tasks

Our results support a common, low-dimensional synergy organization of multi-muscle coordination underlying the sit-to-stand task in both young and elderly adults. Three independent muscle synergies generally accounted for inter-trial variability in muscle activation across different speed conditions in each subject. Moreover, from the results of hierarchical cluster analysis, the spatial structure of these muscle synergies was similar across age groups and speed conditions (Fig 5).

The novelty of this study is to clarify muscle synergies when elderly adults perform the sit-to-stand task at different speeds. An et al. have examined muscle synergies when elderly adults perform the sit-to-stand task (An et al., 2013a). The most notable

discrepancy in the data is that they have identified five muscle synergies, whereas we identified three. This can be accounted for by the fact that we constrained the starting posture and motion speed. In addition, we normalized muscle activation based on the maximum value of each motion. After their study, An et al. analyzed sit-to-stand muscle synergies with different chair heights and motion speeds in young adults (An et al., 2013b). In the second study, they normalized muscle activity, and the extracted muscle synergies were similar to our results.

#### *4.2. Speed-dependent change in temporal structure and kinetic variables*

The change in motion speed affects the temporal structure. The faster a subject's motion, the later the  $S_{MT}$  activation profiles occur (Fig 4). This result is consistent with a previous study (An et al., 2013b). Subjects may actively change the temporal structure of each muscle synergy to achieve the different sit-to-stand task speeds.

In kinetic variables, the speed-dependent change in these variables may be closely related to mechanical constraints on the control of balance (Pai et al., 1994). In order to quickly perform the sit-to-stand task, subjects began seat-off with their CoM positioned farther behind than under the comfortable condition. Subjects may still be able to assume upright stance provided that the horizontal velocity of the CoM is directed towards the base of support.

Similarly, subjects increased the maximum vertical momentum of the CoM and lifted their CoM upward earlier.

On the other hand, in  $S_{MT}$ , the TA dorsiflexes the ankle joint and contributes to the forward movement of the CoM (An et al., 2015; Pai and Rogers, 1991). Additionally, the RF and VL extend the knee joint and contribute to the upward movement of the CoM (An et al., 2015; Pai and Rogers, 1991). Because the subjects prolonged the activity of  $S_{MT}$ , they could move their CoM forward and upward even after the seat-off under the fast condition.

#### *4.3. Subject-specific muscle synergies and relationships to kinetic variables*

Unlike the hypotheses described initially, muscle synergies did not change with age. However, some subjects had specific muscle synergies. These subjects also had specific kinetic variables. Therefore, the precise structuring of each muscle synergy may incorporate knowledge of both the musculoskeletal dynamics and other biomechanical properties of the limb.

One subject had two muscle synergies. The  $S_{MT}$  in this subject appears as if the  $S_{MT}$  and  $S_{Ext}$  of the other subjects were combined (Fig 7A). This subject had a faster movement time, the smallest  $\theta_{CoM-heel}$ , and largest maximum vertical momentum of the CoM. Even when other subjects performed the sit-to-stand task under fast conditions, the activities of  $S_{MT}$  tended to be prolonged.

The activities of  $S_{MT}$  in this subject were further prolonged and may have been synchronized with the activities of  $S_{Ext}$ .

Two subjects included  $S_{Pos}$  in the  $S_{Ext}$  cluster. The  $S_{Pos}$  in these subjects appears as if the  $S_{Ext}$  and  $S_{Pos}$  of the other subjects were combined. During  $S_{Pos}$  in these subjects, the activity of the ST and GM were high. In contrast to the subject with two muscle synergies, these subjects had a larger  $\theta_{CoM-heel}$  and smaller maximum vertical momentum of the CoM (Figure 7D). This suggests that the CoM was carried forward while the CoM velocity in the upward direction was small. Pulling their thighs and upper body from the backside during the stabilization phase was required. This is consistent with the roles of the ST and GM found during the sit-to-stand tasks in a previous study (Roebroek et al., 1994).

#### 4.4. Future works

We cannot conclude that neurally-based muscle synergies are the only structures that can give rise to muscle couplings observed in this experiment; feedback-related activities arising from limb biomechanics, for example, could lead to an observed coupling (Kutch and Valero-Cuevas, 2012). Furthermore, monosynaptic stretch reflex clearly contributes to the activity of each individual muscle (Goulart and Valls-Solé, 2001). However, we could describe multi-muscle coordination briefly when an elderly subject performs the sit-to-stand task.

Because various factors are affected by aging, future studies with larger, representative sample sizes are warranted to systematically investigate the relationship between neuromuscular degeneration and sit-to-stand performance. This will identify the key determinants and best predictors of muscle coordination impairment.

It should be noted that none of the present sample of elderly adults reported a history of falling, nor were there any incidences of loss of balance during any of the trials. Thus, it is likely that these older subjects preserved the basic structure of muscle synergies underlying the sit-to-stand task. From the result of this study, the specificity of kinetic variables dependent on age or speed leads to the change in precise structuring of muscle synergies. Elderly adults with disabilities may have different muscle synergies from healthy elderly adults. Further studies which seek to identify possible differences in muscle synergies between elderly adult fallers versus non-fallers are planned.

### **Acknowledgments**

This work is supported by a Saitama Physical Therapy Association Research Grant (No.14-03).

### **References**

- An, Q., Ikemoto, Y., Asama, H., 2013a. Muscle synergy analysis between young and elderly people in standing-up motion. *J. Robot. Mechatronics* 25, 1038–1049.
- An, Q., Ishikawa, Y., Aoi, S., Funato, T., Oka, H., Yamakawa, H., Yamashita, A., Asama, H., 2015. Analysis of muscle synergy contribution on human standing-up motion using a neuro-musculoskeletal model, in: *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*. pp. 5885–5890.  
doi:10.1109/ICRA.2015.7140023
- An, Q., Ishikawa, Y., Nakagawa, J., Oka, H., Yamakawa, H., Yamashita, A., Asama, H., 2013b. Muscle synergy analysis of human standing-up motion with different chair heights and different motion speeds. *Proc. - 2013 IEEE Int. Conf. Syst. Man, Cybern. SMC 2013* 3579–3584. doi:10.1109/SMC.2013.610
- Avery, L.M., Russell, D.J., Raina, P.S., Walter, S.D., Rosenbaum, P.L., 2003. Rasch analysis of the gross motor function measure: Validating the assumptions of the Rasch model to create an interval-level measure. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 84, 697–705.  
doi:10.1016/S0003-9993(03)04896-7
- Bernstein, N.A., 1996. *Dexterity and Its Development*. Taylor & Francis, United Kingdom.
- Cheung, V.C.K., d'Avella, A., Bizzi, E., 2009. Adjustments of Motor Pattern for Load Compensation Via Modulated Activations of Muscle Synergies During Natural Behaviors. *J. Neurophysiol.* 101, 1235–1257. doi:10.1152/jn.01387.2007

d'Avella, A., Saltiel, P., Bizzi, E., 2003. Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nat. Neurosci.* 6, 300–8. doi:10.1038/nn1010

Dominici, N., Ivanenko, Y.P., Cappellini, G., d'Avella, A., Mondì, V., Cicchese, M., Fabiano, A., Silei, T., Di Paolo, A., Giannini, C., Poppele, R.E., Lacquaniti, F., 2011. Locomotor primitives in newborn babies and their development. *Science*. doi:10.1126/science.1210617

Goulart, F., Valls-Solé, J., 2001. Reciprocal changes of excitability between tibialis anterior and soleus during the sit-to-stand movement. *Exp. Brain Res.* 139, 391–397. doi:10.1007/s002210100771

Hanke, T.A., Pai, Y.C., Rogers, M.W., 1995. Reliability of measurements of body center-of-mass momentum during sit-to-stand in healthy adults. *Phys. Ther.* 75, 105-13–8.

Hortobágyi, T., Mizelle, C., Beam, S., DeVita, P., 2003. Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 58, M453-60.

Kutch, J.J., Valero-Cuevas, F.J., 2012. Challenges and new approaches to proving the existence of muscle synergies of neural origin. *PLoS Comput. Biol.* 8, e1002434. doi:10.1371/journal.pcbi.1002434

Lee, D.D., Seung, H.S., 1999. Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization. *Nature* 401, 788–91. doi:10.1038/44565

- Pai, Y.-C., Naughton, B., Chang, R., Rogers, M., 1994. Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. *Gait Posture* 2, 109–116. doi:10.1016/0966-6362(94)90100-7
- Pai, Y.C., Rogers, M.W., 1991. Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23, 225–230.
- Pai, Y.C., Rogers, M.W., 1990. Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med Sci Sport. Exerc* 22, 378–384.
- Roebroek, M.E., Doorenbosch, C.A.M., Harlaar, J., Jacobs, R., Lankhorst, G.J., 1994. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin. Biomech.* 9, 235–244. doi:10.1016/0268-0033(94)90004-3
- Sawers, A., Allen, J.L., Ting, L.H., 2015. Long-term training modifies the modular structure and organization of walking balance control. *J. Neurophysiol.* 114, 3359–3373. doi:10.1152/jn.00758.2015
- Schenkman, M., Berger, R., Riley, P., Mann, R., Hodge, W., 1990. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys. Ther.* 70, 638-48-51.
- Torres-Oviedo, G., Ting, L.H., 2010. Subject-specific muscle synergies in human balance control are consistent across different biomechanical contexts. *J. Neurophysiol.* 103, 3084–98. doi:10.1152/jn.00960.2009
- Vander Linden, D.W., Brunt, D., McCulloch, M.U., 1994. Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly

adults. Arch. Phys. Med. Rehabil. 75, 653–660. doi:10.1016/0003-9993(94)90188-0

Zar, J., 1999. Biostatistical analysis, Journal of Chemical Information and Modeling. Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ. doi:10.1017/CBO9781107415324.004

**Table. 1**

Group	Age(years)*	Height(m)**	Mass(kg)**
	Mean $\pm$ SD	Mean $\pm$ SD	Mean $\pm$ SD
young ( $n = 4$ )	22.5 $\pm$ 1.2	1.70 $\pm$ 0.01	69.75 $\pm$ 3.09
Elderly ( $n = 3$ )	72.0 $\pm$ 2.0	1.65 $\pm$ 0.04	54.77 $\pm$ 7.19

*Comparison between groups: \* $p < 0.001$ , \*\* $p > 0.05$ .*

**Table. 2**

	Comfortable		Fast	
	young	elderly	young	elderly
Total duration (sec)*	2.0 ± 0.3	1.7 ± 0.3	1.2 ± 0.2	1.1 ± 0.1
$\theta_{CoM-heel}$ *	5.2 ± 1.6	4.9 ± 2.5	3.9 ± 2.2	3.5 ± 1.9
Maximum vertical Momentum (kg·m/sec)*,†	43.0 ± 5.8	37.1 ± 5.9	68.7 ± 11.9	49.0 ± 6.4

*Comparison across different speeds: \*p < 0.01*

*Comparison between two groups: †p < 0.05*

## Figure Captions

### Figure 1

The actual EMG data matrix ( $M$ ), spatial structure ( $W$ ), and temporal structure ( $C$ ) in a representative subject.  $S_{MT}$ ,  $S_{Ext}$ , and  $S_{Pos}$  are the muscle synergies. These details are described in the results. The dotted line overwritten in the original EMG data matrix is the EMG data reconstructed from  $W$  and  $C$ .

### Figure 2

Description of  $\theta_{CoM-heel}$ .  $\theta_{CoM-heel}$  expressed as the tilting angle of CoM with respect to the vertical line extending from the heel. The variable values are positive in the direction of the arrow.

### Figure 3

The number of muscle synergies selected accounted for  $\geq 90\%$  of the overall variability accounted for (VAF) as depicted by the plots from an example subject. Left: a typical example in which three synergies were extracted. Right: a single example in which two synergies were extracted.

### Figure 4

A comparison of the temporal structure of each muscle synergy between speed conditions. The thick lines are the average value of all subjects under each speed condition. The comfortable speed

condition is indicated by solid lines and the fast speed condition is indicated by a broken line. The surrounding shaded areas are the SD value of each time point.

### Figure 5

Similarities between two muscle synergies for all possible combinations of synergies. The panel color at (k, k')-grid represents the cosine value between k-th and k'-th synergies. The synergies were rearranged as a dendrogram representing the similarity of a pair of two synergies. The left bar shows the distribution of  $S_{MT}$ ,  $S_{Ext}$ , and  $S_{Pos}$ ; the thick bar indicates  $S_{MT}$ ; the thin bar indicates  $S_{Ext}$ ; and the dotted bar indicates  $S_{Pos}$ .

### Figure 6

Spatial structure of muscle synergies in each cluster. Each muscle indicates the average value in the cluster, with the error bar representing its standard deviation. To make activity more visible, highly active muscles (whose standard deviation was greater than the mean) are represented by filled bars with a solid border, whereas other muscles are represented by open bars with a dashed border.

### Figure 7

Examples of specific muscle synergies and kinetic variables. A: two muscle synergies extracted from a young subject under fast conditions. B:  $S_{Pos}$  included in the  $S_{Ext}$  cluster. Activity levels of two

types of muscle synergy (i.e. extracted from two subjects both under comfortable conditions) are displayed in each muscle, and these are arranged in descending order. C: Scatter plot of kinetic variables.

The subject who extracted only two muscle synergies was plotted with squares, and the subjects with  $S_{Pos}$  included in the  $S_{Ext}$  cluster were plotted with circles and triangles.

Figure. 1

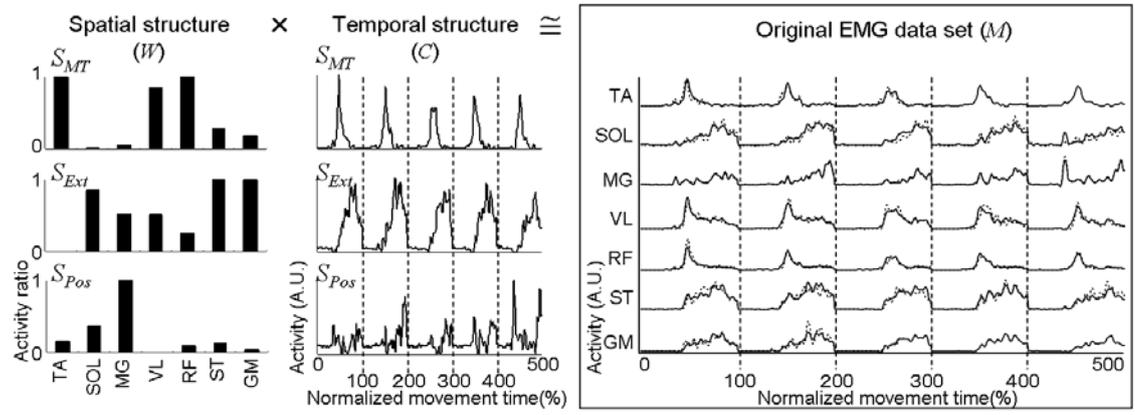


Figure. 2

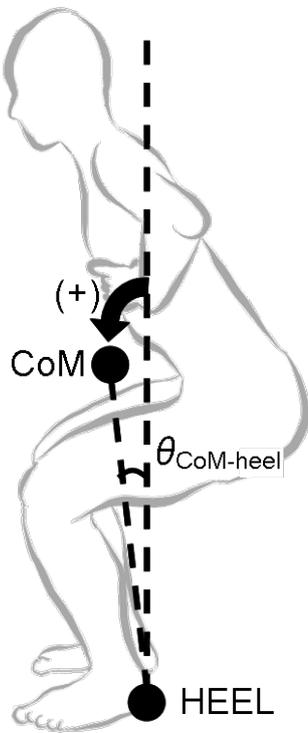


Figure. 3

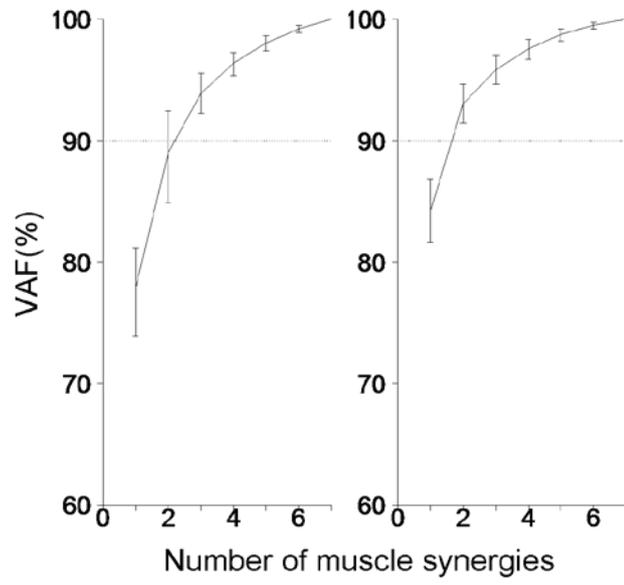


Figure. 4

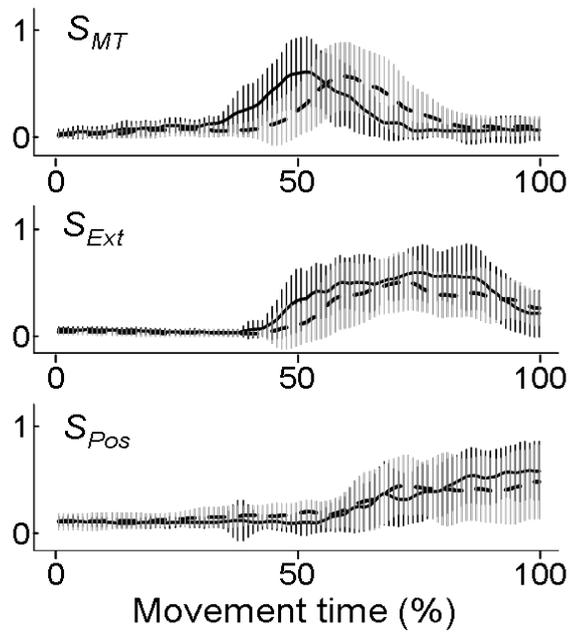


Figure. 5

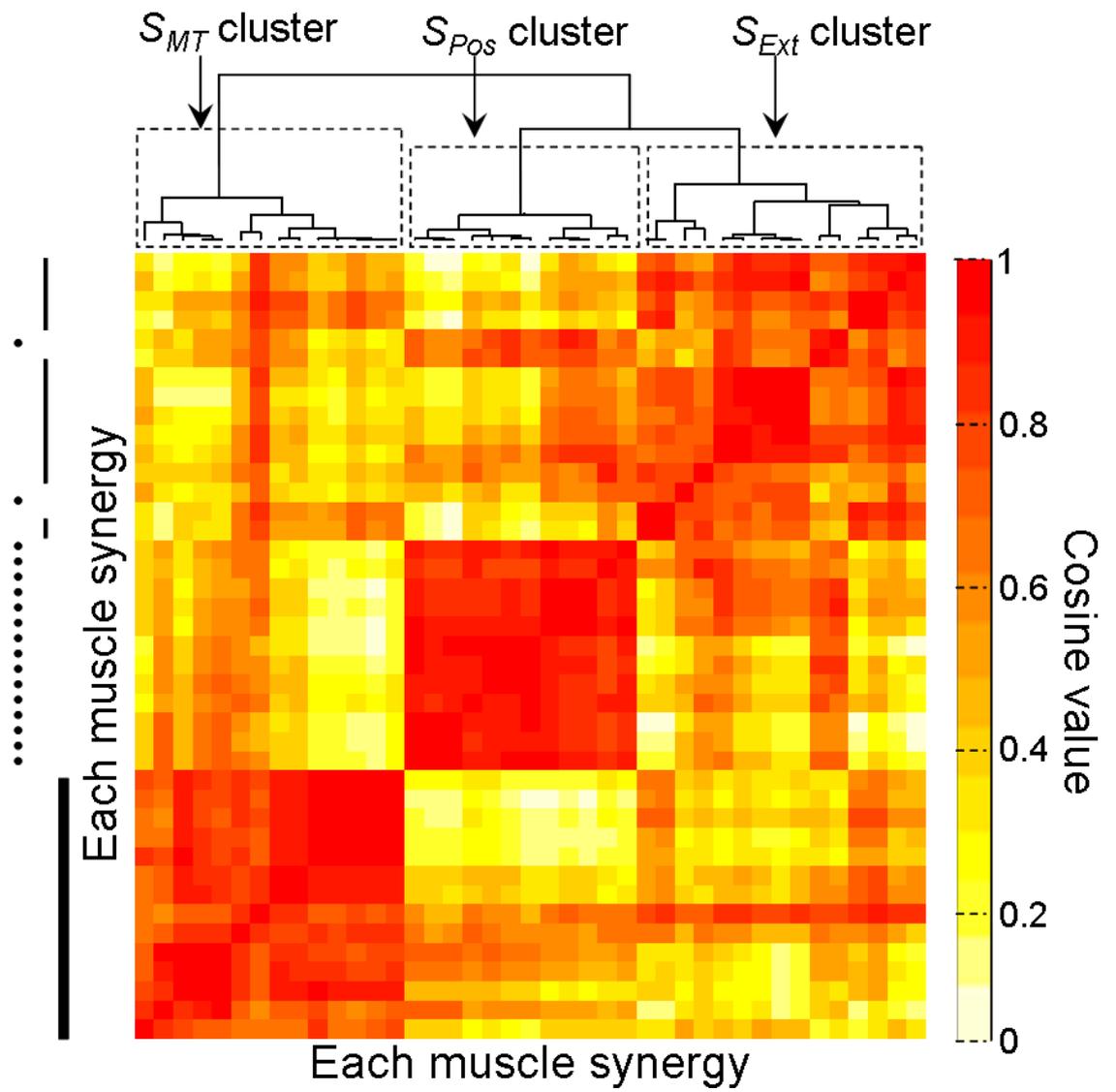


Figure. 6

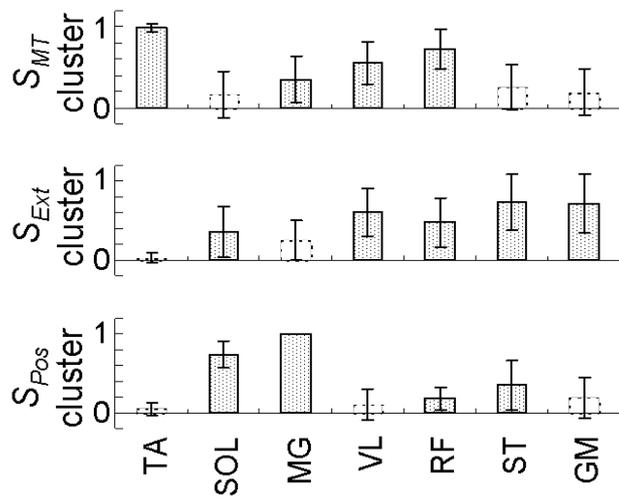
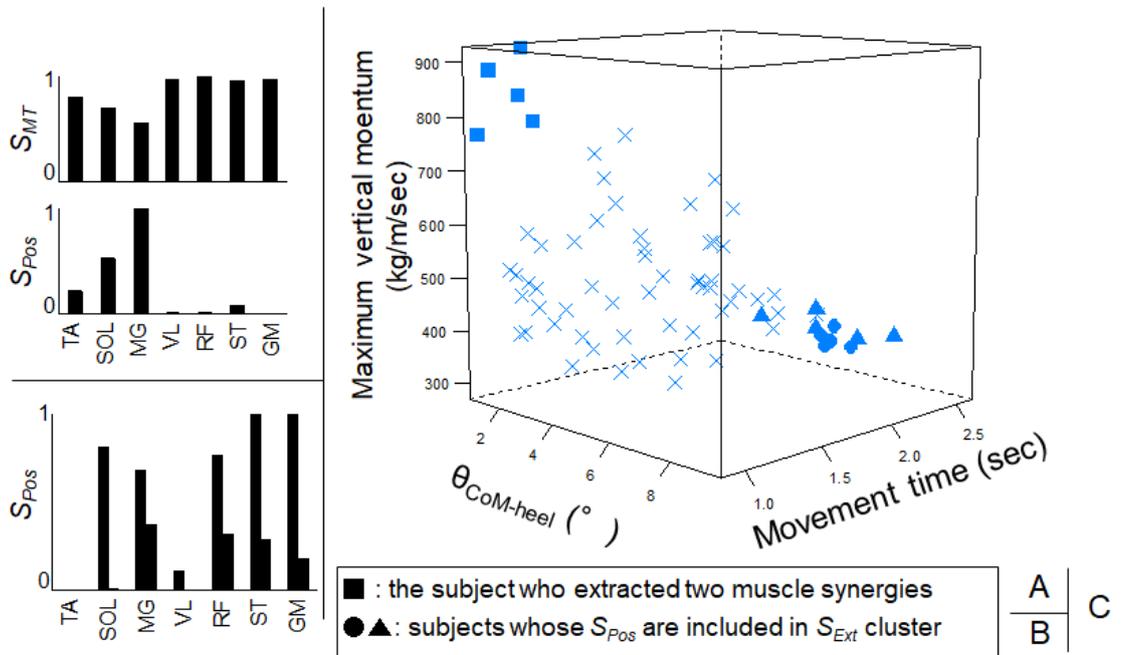


Figure. 7



発表論文 (1)

Loss of mechanical energy efficiency in the sit-to-stand motion of acute stroke patients.

Hiroki Hanawa, Keisuke Hirata, Taku Miyazawa, Keisuke Kubota, Moeka Sonoo, Takanori Kokubun, Naohiko Kanemura

Advanced Biomedical Engineering 8: 92-98, 2019

## Loss of mechanical energy efficiency in the sit-to-stand motion of acute stroke patients

Hiroki Hanawa<sup>\*,\*\*†</sup>, Keisuke Hirata<sup>\*</sup>, Taku Miyazawa<sup>‡</sup>, Keisuke Kubota<sup>\*</sup>, Moeka Sonoo<sup>\*§</sup>, Takanori Kokubun<sup>§§</sup>, Naohiko Kanemura<sup>§§</sup>

\* Graduate School of Saitama Prefectural University, Graduate Course of Health and Social Services, Saitama, Japan

\*\* Japan Society for the Promotion of Science, Research Fellowship for Young Scientists, Tokyo, Japan

† Higashi Saitama General Hospital, Department of Rehabilitation, Saitama, Japan

‡ Hasuda Central Clinic, Saitama, Japan

§ CBS-Toyota Collaboration Center, RIKEN Brain Research Institute, Aichi, Japan

§§ Saitama Prefectural University, Department of Health and Social Services, Saitama, Japan

### Measurement of mechanical energy for stroke patients (abbreviated title)

#### Abstract

The purpose of this study was to demonstrate the usefulness of a small inertia sensor for quantitative classification of movement disorders based on the change in mechanical energy in patients following a stroke. We measured the sit-to-stand motion in acute stroke patients using inertial sensors in a small clinic. Three acute stroke patients and three healthy adult performed the sit-to-stand paradigm. The three-dimensional angle in the global coordinate system of the inertial sensor attached to the participant's body was then calculated. The movements of healthy adults were measured using inertial sensors and a camera motion capture system simultaneously, and only sagittal plane angles were used for the analysis, which were similar in the two devices. Subsequently, link segment models were created, and the mechanical work until seat-to-stand was calculated. In stroke patients, the thoracic potential energy was not converted to kinetic energy, and deceleration of the thorax was greater in stroke patients than in healthy adults. Furthermore, the mean pelvic kinetic energy in stroke patients was approximately one tenth of that in healthy adults. In healthy adults, the waveforms of the angular velocities of the thorax and pelvis were synchronized. Such synchronization was not observed in the waveforms of stroke patients. A reason for the low pelvic kinetic energy in stroke patients is the fact that deceleration of the thorax by lumbar muscles does not lead to acceleration of the pelvis. The lack of synchronization of thoracic and pelvic angular velocities reduced the energy transfer efficiency. The usefulness of a small inertial sensor was demonstrated based on the evaluation of energy change efficiency during the sit-to-stand motion performed by an individual following a stroke.

**Keywords:** inertia sensor; motion analysis; mechanical energy; stroke

## 1. Introduction

Movement disorder caused by a stroke is the leading reason for nursing care [1]. Quantitative classification of this movement disorder is strongly demanded by the society. Therapists often use observational evaluation for the diagnosis of stroke patients[2]. However, it is difficult to quantify movement disorder just by observing the patient. Furthermore, only observing movement does not reveal the disorder of the kinetic parameter causing the resultant movement.

Researchers often evaluate the motion of healthy adults using a camera motion capture system [3, 4]. Such motion-measuring devices are often expensive and require a large measuring space. A small inertial sensor is a motion-measuring device that can be used regardless of the measurement space. The development of small inertial sensors is extensive. Many studies have verified the measurement accuracy of inertial sensors by comparing with a camera motion capture system[5, 6]. However, few previous studies measured the motion of severe acute stroke patients using inertial sensors in clinics.

In daily motion, sit-to-stand is important as a habitual action prior to walking. One of the reasons for people with disabilities not able to stand up by themselves is the existence of the instantaneous joint moment[7]. The joint moment reaches its maximum value immediately after seat-off [4]. Therefore, the sit-to-stand motion often fails with sit-back at seat-off [8]. Previous studies have revealed that the pelvic movement supplies mechanical energy to assist this joint moment [9]. We hypothesized that lack of this mechanical energy largely reflects movement disorders caused by stroke.

In this study, we measured the sit-to-stand motion in acute stroke patients using inertial sensors in a small clinic. The purpose of this study was to demonstrate the usefulness of small inertial sensors for quantitative classification of movement disorders by clarifying how the mechanical energy is changed by stroke.

## 2. Methods

### 2.1 Subjects

This study evaluated three acute stroke patients with hemiparesis and three healthy adults. All patients were male. The mean (standard deviation) time at which these patients were studied after the stroke was 8.2 (4.2) days. Other patient characteristics are listed in Table 1. The data are expressed as mean (standard deviation). The inclusion criteria were as follows: (1) first ischemic/hemorrhagic stroke, (2) unilateral weakness, and (3) <2 weeks post-stroke. The exclusion criteria were as follows: (1) other neurological or orthopedic conditions, (2) major cognitive deficits as assessed by standard tests, and (3) sitting balance or trunk stability deficits.

**Table 1. Characteristics of subjects.**

	Healthy		Stroke	
<i>Age [years]</i>	24.50	(2.60)	74.50	(8.60)
<i>Height [m]</i>	1.74	(0.03)	1.70	(0.02)
<i>Mass [kg]</i>	60.83	(6.79)	66.00	(3.46)

This study was conducted in accordance with the ethical principles of the Helsinki Declaration after obtaining written informed consent from each subject. The study was approved by the ethics review committee in Higashi Saitama General Hospital and the ethics review committee in Saitama Prefectural University.

### 2.2 Tasks

The subjects performed the sit-to-stand task from a sitting posture on a chair. We tried to standardize the start posture for all subjects. The seat height was adjusted so that the thigh was tilted 25° forward from the floor and the shank was tilted 25° forward from the perpendicular axis to the floor. The thorax and pelvis were adjusted attempting to keep in alignment with the perpendicular axis to the floor, and these were set as the initial angles of the inertial sensor. After measurements, the mean (standard deviation) initial angles obtained from the three-dimensional motion analysis system in healthy subjects were: thorax, 4.08 (5.90)°; pelvis, 4.33 (6.57)°; thigh, 27.67 (2.73)°; and shank, 26.74 (3.16)°. Although we tried to standardize the start posture of stroke patients, standardization of their thorax posture was difficult because of disabilities. The mean (standard deviation) initial angles measured by the inertial sensors in stroke patients were: pelvis, 1.78 (2.59)° and thorax, 10.0 (4.49)°. In stroke patients, the initial angle of the pelvis was close to the perpendicular axis to the floor as in healthy adults, but the initial angle of the thorax was tilted forward compared to healthy adults. During the sit-to-stand motion, the upper limbs were beside the body, and the paradigm was conducted to avoid contact with the support surface. The subjects were asked to stand at a comfortable speed after receiving a signal from the experimenter. Each subject performed three trials. The data of each trial were included in the analysis without averaging.

### 2.3 Kinematic data acquisition

To acquire kinematic data, we used small nine-axis inertial sensors, including a three-axis gyroscope, three-axis accelerometer, and three-axis magnetometer (Oisaka Electronics Device Ltd., Hiroshima, Japan). The product name was "Small9-axis wireless motion sensor" and the model number was OE-WS0905. The measurement range was 16 G for the acceleration sensor, 1500°/s for the gyro sensor, and 8 G for the geomagnetic sensor. The size was 40 mm × 30 mm × 20

mm, and the weight was 30 g. These sensors were wireless-controlled. Each sensor was attached to six sites of the subject's body: thorax, pelvis, both shanks, and both thighs (Fig. 1). Data were sampled at 100 Hz.



Fig. 1. Actual measurement scene.

Then, the rotation matrix in the absolute space coordinate system of each sensor was obtained using commercial software (Pose estimation application; LP-WSAP03, Oisaka Electronics Device Ltd., Hiroshima, Japan). Conversion from each rotation matrix to segment angle and creation of link segment models were performed using custom programs of MATLAB (MathWorks, Inc., Massachusetts, USA).

The movement of healthy adults was also studied using a camera motion capture system at 100 Hz (Vicon Motion Systems, Inc., Oxford, UK). The data were used to calculate the error for the inertial sensor.

We extracted the measurement data during the sit-to-stand motion. The starting point was identified when any of the joint angular velocities started to change continually. The end point was identified when all the joint angular velocities became equal to 0 rad/s. The seat-off timing was identified as the time when the thigh angular velocity started to change continually. The definition of seat-off timing was in accordance to a previous study [9].

We compared the thoracic and pelvic angles calculated from the camera motion capture system with those obtained from the inertial sensor in healthy adults. The mean (standard deviation) Pearson's correlation coefficient was 0.94 (0.12) on the sagittal plane, 0.34 (0.46) on the frontal plane, and 0.23 (0.36) on the horizontal plane. Therefore, we used only sagittal plane angles that were well matched in both instruments.

### 1.1 Mechanical energy calculation

The potential energy  $E_p$  of segment  $i$  at data point  $j$  was calculated from Equation (1).

$$E_{p,ij} = m_i g_i h_{ij} \quad (1)$$

where  $m$  is the segment mass,  $g$  is the gravitational acceleration, and  $h$  is the height of the segment center of mass.

The kinetic energy  $E_k$  of segment  $i$  at data point  $j$  was calculated from Equation (2).

$$E_{k,ij} = 1/2 m_i v_{ij}^2 + 1/2 I_i \omega_{ij}^2 \quad (2)$$

where  $v$  is the translation velocity of the segment center of mass,  $I$  is the inertia moment of the segment, and  $\omega$  is the angular velocity of the segment.

In this study, we used body measurement values, i.e. the mass, position of the center of mass; and the inertia moment of each segment as reported by Kodama et al [10]. These authors modified the link parts defined in their previous research conducted by Ake et al. [11], and performed inverse dynamics calculations using an accelerometer to guarantee increased accuracy.

### 1.2 Analysis

First, we calculated the general parameters of the sit-to-stand motion, including the total duration, and thoracic and pelvic angles at seat-off. We calculated these parameters because they are related to the total amount of energy.

Then, we calculated the following parameters from kinematic data and mechanical energy.

(1)  $E_p - E_{k,thorax}$ : Difference between the potential energy and kinetic energy change from the onset of the motion to seat-off in the thorax.

(2)  $E_{k,pelvis}$ : Change in the kinetic energy from the onset of the motion to seat-off in the pelvis.

(3)  $CCF_{thorax-pelvis}$ : Cross-correlation coefficient between the thorax and pelvis angular velocities from the onset of the motion to seat-off.

For these, we applied the independent t-test for statistical comparison between groups.

We quantified the amount by which the antagonist inhibited the conversion of potential to kinetic energy in the thorax, and the kinetic energy obtained by the pelvis including its muscle activity. This suggests how the energy transfer from the thorax to the pelvis differs between stroke patients and healthy adults. Because this energy transfer is maximized when the angular velocity is synchronous; i.e., when isometric contraction is executed, the temporal correlation between the thoracic and pelvic angular velocities was also quantified.

# 1. Results

## 1.1 Comparison of parameters

The results of general parameters are listed in Table 1.

**Table 1. Results for general parameter.**

	Healthy		Stroke	
Total duration [sec]*	3.29	(0.83)	6.11	(0.15)
$\theta_{thorax}$ [°]*	38.51	(6.97)	87.86	(27.45)
$\theta_{pelvis}$ [°]	22.38	(0.04)	27.95	(6.40)

\* p < 0.001

The total duration for the sit-to-stand motion was longer in stroke patients than in healthy adults. Despite the fact that we subtracted the initial angle of the thorax at the start posture, the stroke patients showed larger amount of thoracic angular displacement until seat-off.

The results of parameters of mechanical energy are listed in Table 2. The data are expressed as mean (standard deviation).

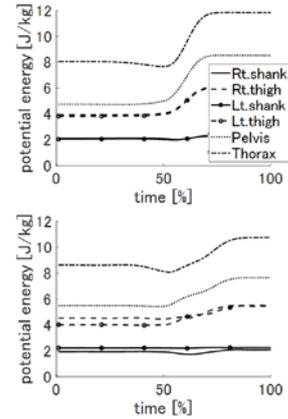
**Table 2. Results for mechanical energy.**

	Healthy		Stroke	
$E_p - E_{k_{thorax}}$ [J/kg]*	0.22	(0.11)	0.81	(0.21)
$E_{k_{pelvis}}$ [J/kg]*	0.05	(0.01)	0.002	(0.002)
$CCF_{thorax-pelvis}$	0.95	(0.04)	0.30	(0.37)

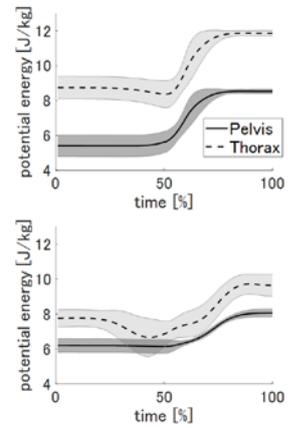
\* p < 0.001

Fig. 1 shows a representative trial of the temporal pattern of potential energy. The upper graph represents a healthy adult, and the lower graph represents a stroke patient. Fig. 2 shows the group mean (standard deviation is depicted as shaded area) of potential energy of the thorax and pelvis. Because the focus of this study was seat-off, we normalized and averaged the movement time for seat-off as 50 % time (the same hereinafter). Both healthy adults and stroke patients had the lowest potential energy at the time of seat-off. Note that the normalized potential energy of the thorax was smaller in stroke patients than in healthy adults, as opposed to the normalized potential energy of the pelvis which was larger in stroke patients than in healthy adults. This occurred because the start posture of the thorax of stroke patients was tilted forward compared to healthy adults.

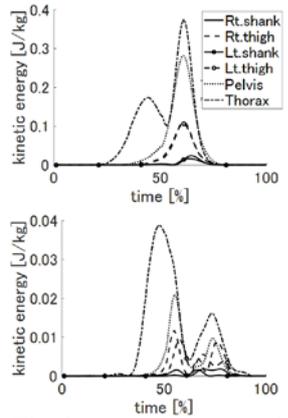
Fig. 3 shows a representative example (the same subject and trial as in Fig. 1) of the temporal pattern of kinetic energy. The upper graph represents a healthy adult, and the lower graph represents a stroke patient. Fig. 4 shows the group mean (standard deviation is depicted as shaded area) for kinetic energy of the thorax and pelvis. The vertical axis for stroke patients (lower graph) is one-tenth of that for healthy subjects (upper graph).



**Fig. 1. Potential energy (representative data).**



**Fig. 2. Potential energy (group mean)**



**Fig. 3. Kinetic energy (representative data)**

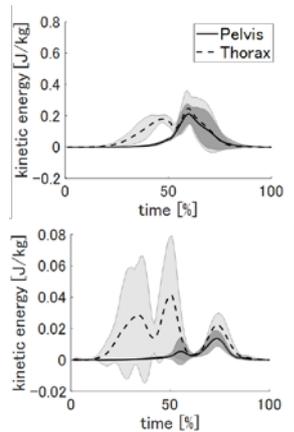


Fig. 1. Kinetic energy (group mean)

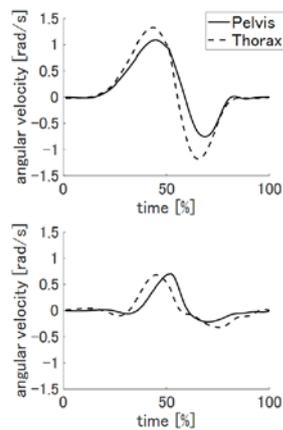


Fig. 2. Angular velocity (representative data)

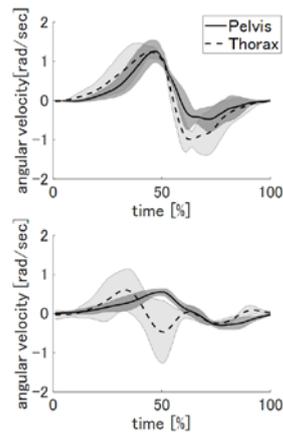


Fig. 3. Angular velocity (group mean)

Fig. 2 shows a representative example (same subject and trial as in Fig. 2 and Fig. 4) of the temporal pattern

of angular velocity. The upper graph represents a healthy adult, and the lower graph represents a stroke patient. Fig. 3 shows the group mean (standard deviation is depicted as a shaded area) for angular velocity of thorax and pelvis. For healthy adults, the waveforms of the thorax and pelvis are synchronized. In contrast, no such synchronization is observed for stroke patients.

## 1. Discussion

First, we discuss the loss of energy transfer from the thorax to pelvis in stroke patients. The trunk flexion during the sit-to-stand motion resembled a passive inverted pendulum. However, even in healthy adults, the potential energy and kinetic energy were not transformed equally. That is, the change in height of the thorax due to gravity was not completely converted to acceleration of the thorax itself. This deceleration may be caused by contraction of the antagonist—the lumbar muscle. On the other hand, contraction of the lumbar muscles leads to pelvic movement, resulting in increased kinetic energy of the pelvis. This energy transfer is most efficient when the angular velocities of the thorax and the pelvis are synchronized (because the muscle length is kept constant [12, 13]). In stroke patients, the thoracic potential energy was not converted to kinetic energy in the same manner as healthy adults. The thorax was decelerated more compared to healthy adults. Furthermore, the mean pelvic kinetic energy in stroke patients was approximately one-tenth of that in healthy adults. Part of the reason for this phenomenon is that deceleration of the thorax by the lumbar muscles did not lead to acceleration of the pelvis in stroke patients. The lack of synchronization between the thoracic and pelvic angular velocities reduced the energy transfer efficiency.

Second, we must mention the loss of the total amount of energy. The start posture was different between healthy adults and stroke patients. Because the thorax of stroke patients was tilted forward in the start posture, both the potential energy and kinetic energy could decrease. Not only kinematics of sit-to-stand motion but also start posture were related to the loss of total amount of energy, and both of which might reflect movement disorders of stroke. However, in addition to this fact, we must mention that the reason for the reduced pelvic kinetic energy cannot be explained only by the greater forward tilting of the thorax in the start posture (i.e., decrease in thoracic potential energy) in stroke patients. The thoracic potential energy in stroke patients was smaller, but the difference between potential and kinetic energy was larger than that in healthy adults. Of course, the loss of energy transfer due to lack of synchronization between the thoracic and pelvic angular velocities contributed to this difference. In addition

tion, the total duration of the sit-to-stand motion was longer in stroke patients. Even if the amount of angular displacement is large, the kinetic energy is small unless it moves at a sufficient speed (see also Fig. 7). Because stroke patients performed the sit-to-stand motion slowly, kinetic energy was considered to be smaller than that in healthy adults.

Third, we describe how the loss of pelvic kinetic energy makes it difficult to perform the sit-to-stand motion. Kinetic energy in the pelvis is important because it supplies the energy for thigh-lift that occurs at seat-off. In a previous study [9], energy transfer from the pelvis to the thigh was verified by negative and positive work done by the joint moment on each segment. Healthy subjects performed sit-to-stand motion under normal comfortable condition and the condition with the trunk tilted forward during the motion. As a result, the negative and positive work performed by the hip joint moment to the distal pelvis and proximal thigh was reduced to a greater extent under the condition with the trunk tilted forward during the motion, despite greater increase in the hip joint moment. This means that a decrease in pelvic kinetic energy leads to a decrease in kinetic energy in the thigh, making seat-off difficult.

Last, we summarize the significance of measuring the loss of energy transfer and the loss of total energy caused by stroke. Although the pelvic kinetic energy at seat-off was less than one-tenth of the weight, difference between subjects with disability and normal subjects was considered significant in a previous study [14]. This previous study used magnetic sensor for measurement, which was different from our study. The experimental conditions were similar to our experiment except that the trunk was in the upright position in both groups. They compared healthy adults and low back pain patients. The mean amplitudes were 0.13 J/kg in the control group and 0.17 J/kg in the patient group. Patients with lowback pain had increased lumbar muscle activity to suppress the pain caused by hip movements [15]. The difference of 0.04 J/kg was associated with the supply of extra energy from muscle activity. The difference between two groups was 0.048 J/kg in our study, which can be regarded as a considerable difference, as was reported in the previous study. On the other hand, no research has quantified the loss of energy transfer and the loss of total energy during the sit-to-stand motion in stroke patients. Previous study revealed the loss of energy in stroke patients during walking, which is representative habitual action [16]. The investigators used a camera motion capture system to observe chronic stroke patients and revealed the loss of energy from the joint moment work of the whole body (difference between groups: 0.08 J/kg). Because such loss of energy correlated with the walking speed, they regarded the loss of energy as an important indicator that sensitively reflects the rehabilitation process of walking in stroke patients. However, stroke patients, especially patients in the acute phase, often have difficulty with

walking due to movement disorder. Our study is important because it clarifies the loss of energy transfer and the loss of total energy during the sit-to-stand motion, which is habitual action prior to walking. This study suggests that the loss of energy transfer and the loss of total energy are useful as quantitative measures for movement disorders in acute stroke patients who have difficulty with walking. In addition, the previous study that revealed the loss of energy in stroke patients used a camera motion capture system [16]. Our study used small inertial sensors that are not restricted by measurement space. Therefore, the results presented here can be the basic knowledge for constructing a measurement system in small clinics.

However, this study has some limitations. First, the mean age of the control group in this study was younger than that of stroke patients. Because physical function tends to deteriorate with age, even healthy elderly people may choose the movement strategy to compensate for physical function. However, in previous studies, the movement time and segmental angular velocity, which were analyzed in this study, were not different between young and elderly people [3, 17]. For reference, the average (standard deviation) movement time of young people included in this study was 3.18 (0.40) s, which was higher than the time [2.13 (0.36) s] of elderly people reported in a previous study. The age difference found in the previous study was the parameter after seat-off [3] and this difference was not directly related to seat-off. Therefore, the biomarkers associated with the control group in this study may be reliable for comparison of subjects with stroke patients. Furthermore, stroke patients in this study were able to perform the sit-to-stand motion independently. In the future, to standardize the rehabilitation evaluation, it is necessary to examine patients with severe hemiparesis who fail to perform sit-to-stand motion.

## 1. Conclusion

By measuring the sit-to-stand motion in acute stroke patients using a small inertial sensor, we revealed the loss of mechanical energy efficiency in stroke patients. This result demonstrated the usefulness of the small inertia sensor that can easily measure the movement of patient in a small clinic.

## Acknowledgement

This work was supported by Grant-in-Aid for JSPS Research Fellow 18J15478.

## References

- [1] Burton JK, Ferguson EEC, Barugh AJ, Walesby KE, MacLulich AMJ, Shenkin SD, Quinn TJ: Predicting discharge to institutional long-term care after stroke: a systematic review and metaanalysis. *J Am Geriatr Soc.* **66**(1), pp. 161–169, 2018.

- [1] Burton JK, Ferguson EEC, Barugh AJ, Walesby KE, MacLulich AMJ, Shenkin SD, Quinn TJ: Predicting discharge to institutional long-term care after stroke: a systematic review and metaanalysis. *J Am Geriatr Soc.* **66**(1), pp. 161–169, 2018.
- [2] Sullivan KJ, Tilson JK, Cen SY, Rose DK, Hershberg J, Correa A, Gallichio J, McLeod M, Moore C, Wu SS, Duncan PW: Fugl-Meyer assessment of sensorimotor function after stroke: standardized training procedure for clinical practice and clinical trials. *Stroke.* **42**(2), pp. 427–432, 2011.
- [3] Pai YC, Naughton B, Chang R, Rogers M: Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. *Gait Posture.* **2**(2), pp. 109–116, 1994.
- [4] Roebroek ME, Doorenbosch CAM, Harlaar J, Jacobs R, Lankhorst GJ: Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech.* **9**(4), pp. 235–244, 1994.
- [5] Seel T, Raisch J, Schauer T: IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors.* **14**(4), pp. 6891–6909, 2014.
- [6] Bolink SAAN, et al.: Validity of an inertial measurement unit to assess pelvic orientation angles during gait, sit-stand transfers and step-up transfers: comparison with an optoelectronic motion capture system. *Med Eng Phys.* **38**(3), pp. 225–231, 2016.
- [7] Hortobágyi T, Mizelle C, Beam S, DeVita P: Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* **58**(5), pp. 453–460, 2003.
- [8] Riley PO, Krebs DE, Popat RA: Biomechanical analysis of failed sit-to-stand. *IEEE Trans Rehabil Eng.* **5**(4), pp. 353–9, 1997.
- [9] Anan M, Ibara T, Kito N, Shinkoda K: The clarification of the strategy during sit-to-stand motion from the standpoint of mechanical energy transfer. *J Phys Ther Sci.* **24**(3), pp. 231–236, 2012.
- [10] Kodama J, Watanabe T: Examination of inertial sensor-based estimation methods of lower limb joint moments and ground reaction force: Results for squat and sit-to-stand movements in the sagittal plane. *Sensors (Switzerland).* **16**(8), 2016.
- [11] Ae M, Tang H, Yokoi T: Estimation of inertia properties of the body segments in Japanese athletes. *Biomechanisms.* **11**, pp. 23–33, 1992.
- [12] Gordon D, Robertson E, Winter DA: Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *J Biomech.* **13**(10), pp. 845–854, 1980.
- [13] Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN: *Research Methods in Biomechanics.* Human Kinetics Publishers, Champaign, IL: 2004.
- [14] Shum GL, Crosbie J, Lee RY: Energy transfer across the lumbosacral and lower-extremity joints in patients with low back pain during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil.* **90**(1), pp. 127–135, 2009.
- [15] Coghlin SS, McFadyen BJ: Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. *Clin Biomech.* **9**(2), pp. 85–92, 1994.
- [16] Chen G Patten C: Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects. *J Biomech.* **41**(4), pp. 877–883, 2008.
- [17] Ikeda ER, Schenkman ML, Riley PO, Hodge WA: Influence of age on dynamics of rising from a chair. *Phys Ther.* **71**(6), pp. 473–481, 1991.

発表論文 (2)

Validity of inertial measurement units in assessing segment angles and mechanical energies of elderly persons during sit-to-stand motion.

Hiroki Hanawa, Keisuke Hirata, Taku Miyazawa, Moeka Sonoo, Keisuke Kubota, Tsutomu Fujino, Takanori Kokubun, Naohiko Kanemura

2019 58th Annual Conference of the Society of Instrument and Control Engineers of Japan (SICE), Hiroshima, Japan; 936-940, 2019

## Validity of inertial measurement units in assessing segment angles and mechanical energies of elderly persons during sit-to-stand motion

Hiroki Hanawa<sup>1,2,3†</sup>, Keisuke Hirata<sup>1</sup>, Taku Miyazawa<sup>4</sup>, Moeka Sonoo<sup>1,5</sup>, Keisuke Kubota<sup>1</sup>,  
Tutomu Fujino<sup>1,6</sup>, Takanori Kokubun<sup>7</sup>, and Naohiko Kanemura<sup>7</sup>

<sup>1</sup> Graduate Course of Health and Social Services, Graduate School of Saitama Prefectural University, Saitama, Japan  
(Tel: +81-48-971-0500; E-mail: 1991005n@spu.ac.jp)

<sup>2</sup> Research Fellowship for Young Scientists, Japan Society for the Promotion of Science, Tokyo, Japan

<sup>3</sup> Department of Rehabilitation, Higashi Saitama General Hospital, Saitama, Japan

<sup>4</sup> Hasuda Central Clinic, Saitama, Japan

<sup>5</sup> CBS-Toyota Collaboration Center, RIKEN Brain Research Institute, Aichi, Japan

<sup>6</sup> Department of Rehabilitation, Faculty of Health Science, University of Human Arts and Sciences, Saitama, Japan

<sup>7</sup> Department of Health and Social Services, Saitama Prefectural University, Saitama, Japan

**Abstract:** The aim of this study was to compare segment angles and mechanical energies obtained via inertial measurement unit (IMU) sensors attached to body segments and an optoelectronic motion capture (OMC) system during sit-to-stand motion, relevant for the assessment of movement disorder in elderly persons. Seven elderly subjects were included in this study. Each subject performed sit-to-stand motions under the following two conditions: (1) rising with natural speed and posture (NORMAL) and (2) rising with trunk inclined forward (TILT). We calculated not only the segment angle but also the mechanical energy of each segment. Temporal profiles of the angles and mechanical energies of each segment were compared between the OMC data and the IMU data based on the Pearson's correlation coefficient ( $r$ ) and root mean squared error (RMSE). The estimation error of the peak values of the data was also investigated with Bland-Altman bias and 95% limits of agreement. It was found that the value of  $r$  was  $>0.90$  and the RMSE was  $<5^\circ$  for all segments except thorax under the NORMAL condition. The Bland-Altman analysis produced an estimation error in 95% of measurements within two standard deviations. This study demonstrates that IMU based motion analysis for elderly could provide accurate kinematic and kinetic assessment of body segments compared to OMC system. However, the validity of the measurement of the thoracic angle by the IMU sensor was lower than other segments while temporal pattern of the thoracic angle during the motion was similarly detected by IMU and OMC system. Therefore, caution should be needed when interpreting research data of angular measurements of elderly and diseased persons obtained using IMU sensors especially thorax.

**Keywords:** Sensors and Transducers; Medical and Welfare Systems; Standard of Measurement

### 1. INTRODUCTION

Movement disorder caused by aging or by disease can lead to the need for nursing care. Therefore, quantitative classification of such disorder is highly important. Therapists often use observational evaluation for the diagnosis of movement disorder related to aging or disease [1]. However, it is difficult to quantify movement disorder simply by observing motion. Furthermore, by only observing the motion, the disorder of the kinetic parameter causing the resultant motion cannot be revealed.

Researchers often evaluate the motion of healthy adults using an optoelectronic motion capture (OMC) system [2], [3]. Such devices are often expensive, and they can require a large measuring space. A small inertial measurement unit (IMU) sensor is a motion-measuring device that is not limited by the measurement space. With IMU sensors, it is possible to estimate the three-dimensional posture of a subject relative to a global coordinate system via a sensor

fusion algorithm based on magnetic north and gravity, traditionally represented by Euler angles. Attachment of IMU sensors onto a body segment allows the orientation of that segment to be determined, which further allows kinematic evaluation of motion in realistic environments [4]. Therefore, the development of IMU sensors has been extensive. However, few previous studies have measured the motion of elderly persons or patients using IMU sensors.

In daily motion, the sit-to-stand motion is important as a habitual motion prior to walking. One reason why people with disabilities cannot stand up by themselves is the existence of the instantaneous large joint moment [5]. Previous studies have revealed that pelvic movement supplies the mechanical energy to assist this joint moment [6]. In our previous study, we proposed that a lack of such mechanical energy reflects movement disorders caused by aging and/or disease [7]. However, the validity of using IMU sensors for kinematic and kinetic measurements of elderly persons during sit-to-stand motion has not yet been fully determined.

† Hiroki Hanawa is the presenter of this paper.

The aim of this study was to compare segment angles and mechanical energies obtained via IMU sensors attached to body segments and an OMC system during sit-to-stand motion, which is relevant for the assessment of movement disorder in elderly persons.

## 2. METHODS

### 2.1 Subjects

Seven elderly males were included in this study. The mean and standard deviation (SD) of age, weight, and height was 69 (2) years, 64.5 (8.8) kg, and 1.65 (0.04) m, respectively. The subjects were recruited from the local community. Individuals with a history of myocardial infarction, stroke, fracture, or symptomatic arthritis of the lower extremities were excluded from this study. We explained the purpose and the procedure of the experiments in detail and we obtained written consent from all subjects.

### 2.2 Tasks

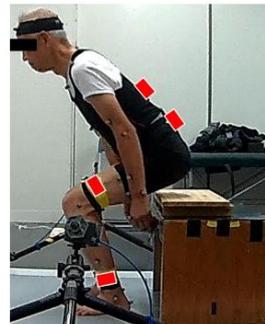
Each subject performed the sit-to-stand motion under the following two conditions: (1) rising with natural speed and posture (NORMAL) and (2) rising with trunk inclined forward (TILT). We prepared two experimental conditions because elderly and diseased persons often stand up following rotating of their trunk further forward. Each subject was allowed a few practices attempts before three trials were recorded for each condition. The data of each trial were included in the analysis without averaging. We standardized the start postures of all subjects. The seat height was adjusted such that the thigh was tilted  $25^\circ$  forward from the floor and the shank was tilted  $25^\circ$  forward from the axis perpendicular to the floor. The thorax and the pelvis were kept in alignment with the axis perpendicular to the floor. Standing posture after the motion was set as the neutral position ( $0^\circ$ ) of the OMC system and the IMU sensors. During the sit-to-stand motion, the upper limbs were held beside the body, and the paradigm was conducted to avoid contact with the support surface.

### 2.3 Segment angles

The OMC system (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) adopted for the study measures the three-dimensional locations of thirty-nine passive retroreflective markers [8]. The markers were placed over bony landmarks (bilaterally on the 2nd MTP head, heel, ankle, shank, knee, thigh, anterior superior iliac crest, posterior superior iliac crest, shoulder, upper arm, elbow, lower arm, radial and ulna wrist, 2nd finger, forehead, and posterior head, and single markers were placed on the jugular notch, inferior sternum, C7, T10, and the right scapula). A human model was constructed to calculate the segment angles. The model used in the study was the Plug-In-Gait model implemented in the OMC system [9]. This model comprises fifteen rigid body segments: feet, tibias, femurs, hands, forearms, arms, pelvis, chest, and head. We calculated seven joint angles based on

the  $x$ - $y$ - $z$  Euler principle where the joint angle was determined by the position of the moving distal segment relative to the proximal fixed segment: ankles, knees, hips, and waist. For all joints, we modeled the proximal end of the distal segment as the link part. Then, we calculated each segment angle with respect to each axis in the global coordinate system. Data were sampled at a rate of 100 Hz.

We also used small nine-axis IMU sensors in accordance with our previous study [7]. Each small nine-axis wireless motion sensor (model No. OE-WS0905; Oisaka Electronics Device Ltd., Hiroshima, Japan), includes a three-axis gyroscope, three-axis accelerometer, and three-axis magnetometer. The measurement range is 16 G ( $16 \times 9.80665 \text{ m/s}^2$ ) for the acceleration sensor,  $1500^\circ/\text{s}$  for the gyro sensor, and 8 G ( $8 \times 9.80665 \text{ m/s}^2$ ) for the geomagnetic sensor. The size of each sensor is  $40 \times 30 \times 20 \text{ mm}$ , and the weight is 30 g. These sensors are controlled wirelessly. Sensors were attached to six parts of the body of each subject: thorax, pelvis, shanks, and thighs (Fig. 1). Then, the rotation matrix in the global coordinate system of each sensor was obtained using commercial software (Pose estimation application; LP-WSAP03, Oisaka Electronics Device Ltd., Hiroshima, Japan). This posture estimation algorithm is described in detail in a previous study [10]. The algorithm uses a quaternion representation, allowing accelerometer and magnetometer data to be used in an analytically derived and optimized gradient descent algorithm to compute the direction of the gyroscope measurement error as a quaternion derivative. Subsequently, the quaternion was transformed into a rotation matrix. Conversions from each rotation matrix to each segment angle and the creation of link segment models were performed using custom programs of MATLAB (MathWorks, Inc., Massachusetts, USA). Data were sampled at 100 Hz.



**Fig. 1 Actual measurement scene**  
Each IMU sensor was attached to a portion drawn by a red rectangle.

Note that the range of motion (ROM) in the sagittal plane was compared as these have been found the most relevant for functional assessment using the OMC system of sit-to-stand motion with previously reported discriminative capacity between elderly or patients and healthy controls, in contrast to ROM in the frontal and transverse plane [11], [12].

#### 2.4 Mechanical energies

We calculated not only the segment angle but also the mechanical energy of each segment. The total mechanical energy of the segment ( $E_M$ ) can be divided to the gravitational potential energy ( $E_P$ ) and the kinetic energy ( $E_K$ ) of each segment calculated at each instant relative to the surroundings:

$$E_M = E_P + E_K \quad (1)$$

$$E_P = m_S g h_S \quad (2)$$

$$E_K = \frac{1}{2} m_S \vec{v}_S^2 + \frac{1}{2} I_S \vec{\omega}_S^2 \quad (3)$$

where  $m_S$  is the segment mass;  $g$  is the acceleration due to gravity;  $h_S$  and  $\vec{v}_S$  are the height and linear velocity of the center of mass (CoM) of the segment relative to surroundings, respectively; and  $I_S$  and  $\vec{\omega}_S$  are the radius of gyration and angular velocity of the segment around the CoM, respectively. Segment CoM positions and moment of inertia used for this approach were in accordance with previous studies [7], [13].

As described above, mechanical energy is a scalar quantity which calculated from the inner product between vectors in three-dimensional space. However, the angle calculation in the frontal and transverse plane is inadequate in both the OMC system and the IMU sensor [11], [12]. Therefore, in this study, mechanical energy was calculated by considering the joint as a pin-joint that allowed movement only in the sagittal plane.

We extracted the data during the sit-to-stand motion. We first identified the motion from the data calculated from the OMC system. The start point was identified when any of the joint angular velocities started to change continually. The end point was identified when all the joint angular velocities became equal to 0 rad/s. The seat-off timing was identified as the time of loss of contact with the stool [7], [8]. Subsequently, data from the IMU sensors were aligned using the peak detection algorithm in MATLAB.

#### 2.5 Statistics

Temporal profiles of the angles and mechanical energies of each segment were compared between the OMC data and the IMU data using the Pearson's correlation coefficient ( $r$ ) and root mean squared error (RMSE). The estimation error of the peak values of the kinematic data was also investigated with Bland-Altman bias and 95% limits of agreement.

### 3. RESULTS

#### 3.1 Segment angles

Under the NORMAL condition, the mean sagittal plane ROM measurements by the OMC and IMU systems demonstrated an RMSE of 4.71° (Table 1) and an  $r$  value of 0.94 (Table 2). Bland-Altman plots demonstrated that these differences are within two times standard deviations (Fig. 2). However, the difference of the thoracic angle from two devices increased in proportion to the magnitude of the peak value (Fig. 2). About this thoracic angle under the TILT condition, the mean sagittal plane ROM measurements by the OMC and IMU systems demonstrated an RMSE of 20.53° (Table 1) and an  $r$  value of 0.92 (Table 2). Bland-Altman plots demonstrated that the proportional error under the NORMAL condition ceased to be a fixed error under the TILT condition (Fig. 2). A random subject's sample waveform of the sagittal plane segment angles is shown in Fig. 3.

Table 1. RMSE of segment angles (°)

	NORMAL				TILT
	Shank	Thigh	Pelvis	Thorax	Thorax
Mean	2.13	3.73	2.00	11.00	20.53
SD	1.83	2.11	1.53	3.91	5.79

Table 2.  $r$  of segment angles

	NORMAL				TILT
	Shank	Thigh	Pelvis	Thorax	Thorax
Mean	0.95	0.98	0.94	0.92	0.92
SD	0.03	0.01	0.02	0.05	0.05

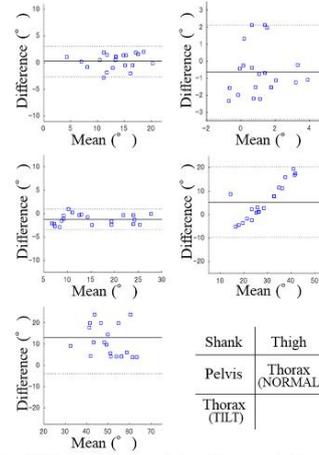


Fig. 2 Bland-Altman plots of segmental angles

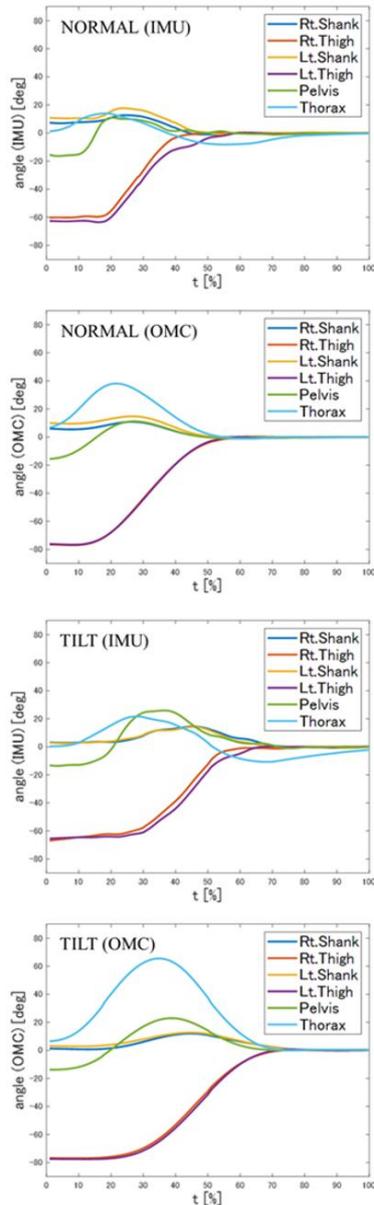


Fig. 3 sagittal plane segment angles

### 3.2 Mechanical energies

Under the NORMAL condition, the mean mechanical energies calculated by the OMC and IMU systems demonstrated an RMSE of 0.002 J/weight (Table 3) and an  $r$  value of 0.88 (Table 4). Under the TILT condition, the mean mechanical energies calculated for the thorax by the OMC and IMU systems demonstrated an RMSE of 0.019 J/weight (Table 3) and an  $r$  value of 0.85 (Table 4).

**Table 3. RMSE of mechanical energies (J/weight)**

	NORMAL				TILT
	Shank	Thigh	Pelvis	Thorax	Thorax
Mean	0.00005	0.00046	0.00127	0.00962	0.01919
SD	0.00006	0.00045	0.00125	0.00605	0.01663

**Table 4.  $r$  of mechanical energies**

	NORMAL				TILT
	Shank	Thigh	Pelvis	Thorax	Thorax
Mean	0.90	0.89	0.90	0.86	0.86
SD	0.06	0.07	0.07	0.07	0.18

## 4. DISCUSSION

This study demonstrated that IMU based motion analysis for elderly could provide accurate kinematic and kinetic assessment of body segments compared to OMC system during sit-to-stand motion except thorax. Both the  $r$  and the RMSE values indicated instantaneous segment angles could be estimated using the IMU sensors. The  $r$  values were  $>0.90$  and the RMSE values were  $<5^\circ$  for all segments except thorax under the NORMAL condition. About mechanical energy, Measurement accuracy is lower than kinematics, but  $r$  falls within range 0.86 - 0.90. These results were the same as derived when comparing the kinematic parameters calculated using an OMC system and IMU sensors for various behaviors of healthy adults [4], [11]. Our novel finding is that such measurement validity of IMU sensors can be maintained even for elderly persons.

Under the NORMAL condition, the difference of the thoracic angle from two devices increased in proportion to the magnitude of the peak value. Such proportional error ceased to be fixed error under the TILT condition. Note that  $r$  was 0.92 for both NORMAL and TILT conditions, which satisfies  $r > 0.90$ . That is, the temporal pattern of the thoracic angle during the motion was similarly detected by IMU and OMC system. We thought this might be caused by an attachment position of the IMU sensor. The thorax is a collection of joints with many connected vertebrae. In the OMC system, this orientation is calculated with reference to the center point of the thorax [9]. The calculation procedure is as follows. The orientation of

the thorax is defined first as the direction from the midpoint of the inferior sternum and T10 to the midpoint of the jugular notch and C7; the z-axis. A secondary direction pointing forward is the midpoint of C7 and T10 to the midpoint of the jugular notch and inferior sternum; the y-axis. The x-axis is the cross product between unit vectors of the other two axes. The thorax origin is then calculated from the jugular notch marker with an offset of a marker diameter backward along the x-axis. In contrast, IMU sensors cannot support such a complicated procedure. We attached the IMU sensor to the most protruding part of the thorax. As this process led to the neglect of “bending” of the vertebrae presented above and below the sensor, the segment angles might have been underestimated in comparison with the OMC system. Therefore, an IMU sensor should be positioned carefully on the part of the thorax that turns most (of a pre-palpated individual), and caution should be observed when interpreting research data of angular measurements of elderly and diseased persons obtained using IMU sensors.

To conclude, the described protocol using IMU sensors is easy to implement in a clinical routine and it could help quantify movement disorders in elderly persons during sit-to-stand motion.

#### REFERENCES

- [1] A. R. Fugl-Meyer, L. Jääskö, I. Leyman, S. Olsson, and S. Steglind, “The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance,” *Scand. J. Rehabil. Med.*, vol. 7, no. 1, pp. 13–31, Jan. 1975.
- [2] M. E. Roebroeck, C. A. M. Doorenbosch, J. Harlaar, R. Jacobs, and G. J. Lankhorst, “Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer,” *Clin. Biomech.*, vol. 9, no. 4, pp. 235–244, 1994.
- [3] C. A. M. Doorenbosch, J. Harlaar, M. E. Roebroeck, and G. J. Lankhorst, “Two strategies of transferring from sit-to-stand; The activation of monoarticular and biarticular muscles,” *J. Biomech.*, vol. 27, no. 11, pp. 1299–1307, 1994.
- [4] T. Seel, J. Raisch, and T. Schauer, “IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis,” *Sensors*, vol. 14, no. 4, pp. 6891–6909, Apr. 2014.
- [5] T. Hortobágyi, C. Mizelle, S. Beam, and P. DeVita, “Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities,” *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 58, no. 5, pp. 453–460, May 2003.
- [6] M. Anan, K. Shinkoda, K. Suzuki, M. Yagi, T. Ibara, and N. Kito, “Do patients with knee osteoarthritis perform sit-to-stand motion efficiently?,” *Gait Posture*, vol. 41, no. 2, pp. 488–492, 2015.
- [7] H. Hiroki *et al.*, “Loss of mechanical energy efficiency in the sit-to-stand motion of acute stroke patients,” *Adv. Biomed. Eng.*, vol. 8, 2019.
- [8] H. Hanawa *et al.*, “Muscle synergies underlying sit-to-stand tasks in elderly people and their relationship with kinetic characteristics,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 37, no. August, pp. 15–20, 2017.
- [9] “VICON.” [Online]. Available: <https://www.vicon.com/>.
- [10] S. O. H. Madgwick, A. J. L. Harrison, and R. Vaidyanathan, “Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm,” in *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2011, pp. 1–7.
- [11] S. A. A. N. Bolink *et al.*, “Validity of an inertial measurement unit to assess pelvic orientation angles during gait, sit-stand transfers and step-up transfers: Comparison with an optoelectronic motion capture system,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 38, no. 3, pp. 225–231, 2016.
- [12] S. A. A. N. Bolink, S. N. van Laarhoven, M. Lipperts, I. C. Heyligers, and B. Grimm, “Inertial sensor motion analysis of gait, sit-stand transfers and step-up transfers: differentiating knee patients from healthy controls,” *Physiol. Meas.*, vol. 33, no. 11, pp. 1947–1958, Nov. 2012.
- [13] J. Kodama and T. Watanabe, “Examination of inertial sensor-based estimation methods of lower limb joint moments and ground reaction force: Results for squat and sit-to-stand movements in the sagittal plane,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 8, 2016.